

**STUDI DOSIS RADIASI PADA PEMERIKSAAN COMPUTER
TOMOGRAPHY (CT) SCAN DENGAN *NILAI COMPUTER
TOMOGRAPHY DOSE INDEX (CTDI)* DI RUMAH SAKIT
BHAYANGKARA MAKASSAR**



SKRIPSI

Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat Mengikuti Seminar
Hasil Penelitian Jurusan Fisika Fakultas Sains Dan teknologi
UIN Alauddin Makassar

Oleh:

IRNAWATI

NIM: 60400114037



**FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UIN ALAUDDIN MAKASSAR
2018**

PENGESAHAN SKRIPSI

Skripsi yang berjudul "**Studi Dosis Radiasi pada Pemeriksaan Computer Tomography (CT) Scan dengan Nilai Computer Tomography Dose Index (CTDI) di Rumah Sakit Bhayangkara Makassar**", yang disusun oleh saudari **Irnawati**, Nim: 60400114037, mahasiswa Jurusan Fisika pada Fakultas Sains dan Teknologi UIN Alauddin Makassar, telah diuji dan dipertahankan dalam sidang *munaqasyah* yang diselenggarakan pada hari Selasa, tanggal 13 November 2018 M, bertepatan dengan 5 Rabi'ul Awal 1440 H, dinyatakan telah dapat diterima sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana dalam Ilmu Sains dan Teknologi, Jurusan Fisika (dengan beberapa perbaikan).

Gowa, 13 November 2018
5 Rabi'ul Awal 1440 H.

DEWAN PENGUJI

| | | |
|---------------|---------------------------------|---------|
| Ketua | : Prof. Dr. H. Arifuddin, M.Ag | (.....) |
| Sekretaris | : Sri Zelviani, S.Si, M.Sc | (.....) |
| Munaqisy I | : Ihsan, S.Pd., M.Si | (.....) |
| Munaqisy II | : Dr. H. Muh. Sadik Sabry, M.Ag | (.....) |
| Pembimbing I | : Sahara, S.Si, M.Sc., Ph.D | (.....) |
| Pembimbing II | : Nurul Fuadi, S.Si, M.Si | (.....) |

Diketahui Oleh:

Dekan Fakultas Sains dan Teknologi
UIN Alauddin Makassar



Prof. Dr. H. Arifuddin, M.Ag
NIP. 19691205 199303 1 001

SURAT PERNYATAAN KEASLIAN SKRIPSI

Mahasiswa yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Irnawati
NIM : 60400114037
Tempat/Tgl.Lahir : Pao/30 Desember 1996
Jur/Prodi/Konsentrasi : Fisika
Fakultas/Program : Sains dan Teknologi
Judul : Studi Dosis Radiasi pada Pemeriksaan Computer
Tomography (CT) Scan dengan *Nilai Computer
Tomography Dose Index (CTDI)* di Rumah Sakit
Bhayangkara Makassar

Menyatakan dengan sesungguhnya dan penuh kesadaran bahwa skripsi ini benar adalah karya sendiri. Jika kemudian hari terbukti bahwa skripsi ini merupakan duplikat, tiruan, atau dibuat oleh orang lain, sebagian atau seluruhnya, maka skripsi dan gelar yang diperoleh karenanya batal demi hukum.

Samata, 07 November 2018

Penyusun,

Irnawati
NIM: 60400114037

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah swt. atas cinta kasih-Nya yang selalu tercurah pada kita semua, atas rahmat-Nya sehingga penulis masih bisa menapaki setiap episode hidup yang telah ditetapkan-Nya. Shalawat dan salam senantiasa penulis panjatkan kepada kekasih Allah swt. baginda Muhammad saw. Manusia paling sempurna yang telah menanamkan cinta di hati kita semua, manusia yang membuat kita menangis ketika membaca kisahnya. Manusia yang datang kepadaku dan kepada kita semua dengan senyum yang paling sempurna.

Alhamdulillah berkat petunjuk dan kemudahan-Nya penulis akhirnya dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan judul **“Studi Dosis Radiasi pada Pemeriksaan Computer Tomography (CT) Scan dengan Nilai Computer Tomography Dose Index (CTDI) di Rumah Sakit Bhayangkara Makassar”** sebagai salah satu syarat untuk meraih gelar sarjana sains Jurusan Fisika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri (UIN) Alauddin Makassar.

Salah satu dari sekian banyak pertolongan dari sekian banyak pertolongan-Nya adalah telah digerakkan hati sebagian hamba-Nya untuk membantu dan membimbing penulis dalam menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, penulis menyampaikan penghargaan dan banyak ucapan terima kasih yang setulus-tulusnya kepada mereka yang telah memberikan andilnya sampai skripsi ini dapat terselesaikan.

Penulis menyampaikan terima kasih yang terkhusus, teristimewa dan setulus-tulusnya kepada Ayahanda **Idris**, Ibunda **Nabia**, dan adik-adik saya tercinta yang telah segenap hati dan jiwanya mencurahkan kasih sayang serta doanya yang tiada henti-hentinya demi kebaikan, keberhasilan, dan kebahagiaan penulis, sehingga penulis bisa menjadi orang seperti sekarang ini.

Selain kepada kedua orang tua dan keluarga besar, penulis juga menyampaikan banyak terima kasih kepada ibu **Sahara, S.Si., M.Sc., Ph.D** selaku ketua Jurusan Fisika sekaligus sebagai pembimbing I dan kepada ibu **Nurul Fuadi, S.Si., M.Si** selaku pembimbing II yang dengan penuh ketulusan hati meluangkan waktu, tenaga, dan pikiran untuk membimbing, mengajarkan, mengarahkan dan memberi motivasi kepada penulis agar dapat menyelesaikan skripsi ini dengan hasil yang baik dan juga mengajarkan kepada penulis dalam setiap tahap penyelesaian penyusunan skripsi ini sehingga dapat selesai dengan cepat dan tepat.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini dapat terselesaikan berkat bantuan dari berbagai pihak dengan penuh keikhlasan dan ketulusan hati. Untuk itu pada kesempatan ini, penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih kepada:

1. **Bapak Prof. Dr. H. Musafir Pabbari, M.Si.**, selaku Rektor Universitas IslamNegeri Alauddin Makassar.
2. **Bapak Prof. Dr. H. Arifuddin, M.Ag.**, selaku Dekan Fakultas Sains danTeknologi Universitas Islam Negeri Alauddin Makassar beserta seluruhstaf yang telah memberikan pelayanan yang baik selama ini.

3. **Bapak Ihsan, S.Pd., M.Si** selaku sekretaris Jurusan Fisika Fakultas Sains dan Teknologi UIN Alauddin Makassar dan sekaligus sebagai penguji I yang banyak memberikan saran, masukan dan motivasi dalam penyusunan proposal penelitian ini.
4. **Bapak Dr. H. Muh. Sadik Sabry, M.Ag.** selaku penguji II yang senantiasa memberikan masukan, kritikan dan motivasi dalam perbaikan skripsi ini.
5. Bapak dan ibu Dosen Jurusan Fisika Fakultas Sains Dan Teknologi yang telah segenap hati dan ketulusan memberikan banyak ilmu kepada penulis, sehingga penulis bisa menyelesaikan skripsi dengan baik.
6. Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Makassar yang menuntun dan membantu penelitian ini, terkhusus kepada Bapak **Muliadi** yang membantu memberikan saran, masukan, kritikan dalam menyelesaikan skripsi ini.
7. Kepada kak **Dwi Febriyanti** yang mendampingi penulis dalam pengambilan data.
8. Kepada kak **Ningsih** Staf Jurusan Fisika yang telah segenap membantu dengan ketulusan hati sehingga terselesainya skripsi ini.
9. Kepada Staf Radiologi Rumah Sakit Bhayangkara Makassar yang telah segenap hati membantu menyelesaikan penelitian ini.
10. Kepada sahabatku **Astuti, Rizki Aulia, Andi Ardianti** Satas semangat, kebaikan, keceriaan dan kebersamaannya selama empat tahun bersama penulis.
11. Kepada teman seperjuangan **Nur Azmi Anugrah** dan **Astuti** yang telah memberikan motivasi dan bantuan dalam penyusunan skripsi ini.

12. Teman-teman fisika angkatan 2014 (**INERSIA**) atas kebersamaan yang telah terukir selama kurang lebih 4 tahun.
13. Kepada Teman-teman **KKN Desa Borong** yang senantiasa memberikan dukungan.
14. Segenap kawan-kawan dan seluruh pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu, yang telah turut membantu memberikan do'a, dukungan dan motivasi kepada penulis dalam penyelesaian proposal ini.

Akhir kata penulis hanya dapat berdoa semoga mereka mendapat balasan kebaikan yang berlipat ganda dari Allah swt. Penulis berharap semoga karya sederhana ini dapat memberi manfaat bagi kita semua. Dan penulis juga mengakui bahwa dalam penyusunan tugas akhir (skripsi) ini masih banyak terdapat kekurangan, olehnya itu untuk menjadikan tulisan ini lebih baik, menulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun dari pembaca. Semoga apapun yang kita lakukan selama ini di ridhai oleh Allah swt. Amin.

Samata, 07 November 2018

Penyusun,

DAFTAR ISI

| | |
|--|---------------|
| JUDUL | |
| LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI..... | i |
| SURAT PERNYATAAN KEASLIAN SKRIPSI | ii |
| KATA PENGANTAR..... | iii |
| DAFTAR ISI..... | vii |
| DAFTAR TABEL | x |
| DAFTAR GAMBAR..... | xi |
| DAFTAR GRAFIK | xii |
| DAFTAR LAMPIRAN | xiii |
| ABSTRAK | xiv |
| BAB I PENDAHULUAN..... | (1-5) |
| 1.1. Latar Belakang..... | 1 |
| 1.2. Rumusan Masalah..... | 3 |
| 1.3. Tujuan Penelitian..... | 4 |
| 1.4. Ruang Lingkup Penelitian..... | 4 |
| 1.5. Manfaat Penelitian..... | 4 |
| BAB II KAJIAN PUSTAKA..... | (6-41) |
| 2.1.Sinar-X..... | 6 |
| 2.2.Sifat-Sifat Sinar-X..... | 8 |
| 2.3. Efek Sinar-X Terhadap Manusia..... | 10 |
| 2.4. Tinjauan Islam Tentang Sinar-X..... | 11 |
| 2.5. Radiasi..... | 16 |
| 2.6. Dosis Radiasi..... | 22 |
| 2.7. Alat Ukur Radiasi..... | 22 |

| | |
|--|------------------|
| 2.8. Kerma..... | 23 |
| 2.9. Faktor Eksposi..... | 25 |
| 2.10. Phantom..... | 27 |
| 2.11. Computer Tomography (CT) Scanner..... | 28 |
| 2.12. Computer Tomography Dose Index (CTDI)..... | 32 |
| 2.13. Anatomi Kepala..... | 33 |
| 2.14. Tingkat Panduan Prosedur Diagnostik..... | 40 |
| BAB III METODE PENELITIAN | ..(42-48) |
| 3.1. Waktu dan Tempat Penelitian..... | 42 |
| 3.2. Alat dan Bahan..... | 42 |
| 3.3. Prosedur Penelitian..... | 43 |
| 3.4. metode Pengolahan Data..... | 46 |
| 3.5. Tabel Pengamatan..... | 47 |
| 3.6. Diagram Alir Penelitian..... | 48 |
| BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN..... | ..(49-56) |
| 4.1 Hasil Penelitian..... | 49 |
| 4.2 Pembahasan..... | 52 |
| 4.3 Data Uji Signifikasi..... | 56 |
| BAB V PENUTUP..... | ..(57-58) |
| 5.1 Kesimpulan..... | 57 |
| 5.2 Saran..... | 58 |
| DAFTAR PUSTAKA..... | 59 |
| RIWAYAT HIDUP | |
| LAMPIRAN-LAMPIRAN | |

DAFTAR TABEL

| Tabel | Keterangan | Hal |
|-------|---|-----|
| 2.1 | Faktor kualitas berbagai jenis radiasi (Rasad, 2005) | 19 |
| 2.2 | Tingkat panduan prosedur diagnostik untuk setiap pemeriksaan orang dewasa (BAPETEN, 2003) | 40 |
| 2.3 | Tingkat panduan dosis tomografi komputer setiap pemeriksaan orang dewasa (BAPETEN, 2003) | 41 |
| 4.1 | Hasil pengukuran CTDI di udara pada tegangan 100 kV | 49 |
| 4.2 | Hasil pengukuran CTDI di udara pada tegangan 120 kV | 50 |
| 4.3 | Hasil pengukuran CTDI di udara pada tegangan 135 kV | 50 |
| 4.4 | Hasil pengukuran CTDI pada phantom pada tegangan 100 kV | 51 |
| 4.5 | Hasil pengukuran CTDI pada phantom pada tegangan 120 kV | 51 |
| 4.6 | Hasil pengukuran CTDI pada phantom pada tegangan 135 kV | 51 |

DAFTAR GAMBAR

| Gambar | Keterangan | Hal |
|--------|--------------------------------|-----|
| 2.1 | Tabung sinar-X | 7 |
| 2.2 | Multimeter X-ray black piranha | 23 |
| 2.3 | Phantom kepala | 27 |
| 2.4 | CT-Scan | 28 |
| 2.5 | Tulang kepala bagian depan | 34 |
| 2.6 | Tulang kepala bagian samping | 35 |
| 2.7 | Otot wajah bagian depan | 37 |
| 2.8 | Bagan alir penelitian | 48 |

DAFTAR GRAFIK

| Grafik | Keterangan | Hal |
|--------|--|-----|
| 4.1 | Hubungan antara slice thickness dan nilai rata-rata CTDI di udara untuk beberapa pengukuran tegangan berbeda | 53 |
| 4.2 | Hubungan antara slice thickness dan nilai rata-rata CTDI pada phantom untuk beberapa pengukuran tegangan berbeda | 54 |



DAFTAR LAMPIRAN

| Lampiran | Keterangan | Hal |
|-----------------|------------------------|------------|
| 1 | Hasil Penelitian | L.I |
| 6 | Dokumentasi Penelitian | L.II |
| 9 | Persuratan | L.V |



ABSTRAK

Nama : Irnawati
NIM : 60400114037
Judul : Studi Dosis Radiasi Pada Pemeriksaan CT-Scan Dengan Nilai Computer Tomography Dose Index (CTDI) Di Rumah Sakit Bhayangkara Makassar

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui dosis radiasi yang diterima pasien pada pemeriksaan CT-Scan dengan menggunakan nilai CTDI dan untuk mengetahui nilai dosis yang diterima pasien apakah sesuai dengan standar dosis yang dikeluarkan oleh *Badan Pengawas Tenaga Nuklir* (BAPETEN) dan menggunakan *Multimeter X-Ray piranha* pada tegangan dan tebal irisan yang berbeda-beda, yaitu pada tegangan 100 kV, 120 kV, 135 kV. Dan tebal irisan yaitu 2 mm, 4 mm, dan 10 mm, serta arus tabung dan waktu scanning yang konstan yaitu 100 mA dan 1 s. Dimana pengukuran dilakukan dengan 2 tahap yaitu tahap pertama mengukur dosis radiasi CT-Scan dengan nilai CTDI di udara dan tahap kedua mengukur dosis radiasi CT-Scan dengan nilai CTDI pada phantom. Hasil penelitian menunjukkan Dosis tertinggi yang diterima pada CTDI di udara yaitu pada tegangan 135 kV pada ketebalan 10 mm yaitu 49,756 mGy, nilai CTDI di udara terendah yaitu pada tegangan 100 kV pada ketebalan 2 mm yaitu 28,938 mGy. Sedangkan nilai CTDI tertinggi pada Phantom yaitu pada tegangan 135 kV pada ketebalan 10 mm yaitu 41,749 mGy, nilai CTDI terendah pada phantom yaitu pada tegangan 100 kV pada ketebalan 2 mm yaitu 15,819 mGy. Ini sesuai dengan ketentuan BAPETEN yaitu nilai dosis yang diterima tidak melebihi 50 mGy untuk pemeriksaan CT-Scan.

Kata Kunci: Radiasi, sinar-X, CT-Scan, CTDI.

ABSTRACT

Name: Irnawati

NIM: 60400114037

Title: Study of Radiation Dose on CT Scan with the Value of Computer

Tomography Dose Index (CTDI) at Bhayangkara Hospital Makassar

This study aims to determine the radiation dose received by patients on CT scan using CTDI values and to determine the dose received by the patient whether it is in accordance with the standard dose issued by the Nuclear Energy Supervisory Agency (BAPETEN) and using Multimeter X-Ray piranha on the voltage and thickness of the slices are different, ie at a voltage of 100 kV, 120 kV, 135 kV. And the thickness of the slices is 2 mm, 4 mm, and 10 mm, and the tube current and scanning time are constant which is 100 mA and 1 s. Where the measurements are carried out in 2 stages, the first stage measures the dose of CT-Scan radiation with CTDI values in air and the second stage measures the CT-Scan radiation dose with CTDI values in phantom. The results showed that the highest dose received in CTDI in air at a voltage of 135 kV at a thickness of 10 mm is 49.756 mGy, the CTDI value in the lowest air is at a voltage of 100 kV at a thickness of 2 mm which is 28.938 mGy. While the highest CTDI value in Phantom is at a voltage of 135 kV at a thickness of 10 mm, namely 41.749 mGy, the lowest CTDI value in phantom is at a voltage of 100 kV at a thickness of 2 mm which is 15.819 mGy. This is in accordance with the provisions of BAPETEN, namely the value of the dose received does not exceed 50 mGy for CT scan.

Keywords: Radiation, X-ray, CT-Scan, CTDI.

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kemajuan dalam teknologi pada saat ini berkembang begitu cepat. Salah-satu yang dikembangkan di kalangan ahli medis untuk mengobati pasiennya adalah sinar-X. Sinar-X mempunyai daya tembus yang sangat tinggi terhadap bahan yang dilaluinya. Dengan demikian sinar-X dapat dimanfaatkan sebagai alat diagnosa dan terapi dalam bidang kedokteran.

Penggunaan *Computer Tomography* (CT) Scan dengan sumber sinar-X (Rontgen) di Indonesia sangat berkembang pesat. Kini di setiap rumah sakit tidak hanya di kota-kota besar saja. Pesawat CT-Scan hampir setiap daerah sudah ada sebagai contoh di Kota Makassar hampir setiap rumah sakit umum maupun swasta mempunyai CT-Scan. Menurut Habifah dalam artikelnya yang berjudul Dosis radiasi CT-Scan hampir 60% keputusan tindakan perawatan medis didasarkan pada hasil diagnosa CT-Scan.

Computerized Tomography scanning (CT-Scan), pada mulanya diperkenalkan dengan nama *Computed Axial Tomography* (CAT), adalah salah satu peralatan medis untuk menegakkan diagnosa yang menggunakan sinar-X, dan menghasilkan gambar berupa potongan tubuh secara axial. Pemeriksaan dengan menggunakan cara CT-Scan pertama kali dilakukan oleh Godfred Newbold Hounsfield di London, Inggris dengan menggunakan sinar-X. Cara Hounsfield ini diperkenalkan ke publik pada 1972, dan penemuan yang sama dilakukan oleh

Allan McCleod Cormack dari Universitas Tufts, yang kemudian keduanya memperoleh penghargaan Nobel Prize dalam bidang ilmu kedokteran pada tahun 1979 (Schmitt, 2004).

CT-Scan menghasilkan gambar berupa potongan axial yang dapat direkonstruksi melalui suatu proses yang dikenal dengan nama windowing. Proses ini menghasilkan gambar dalam bidang yang berbeda, misalkan gambaran kepala yang terdiri dari bagian kiri dan bagian kanan. Gambar yang dihasilkan oleh pesawat CT-Scan ini mampu memberikan informasi yang tepat, karena gambar obyek yang dihasilkan berupa Potongan/irisan yang bersal dari satu sudut pandang, yaitu tidak dapat dilakukan dengan pesawat sinar-X konvensional. Lebih jauh lagi, dengan kemajuan teknologi saat ini CT-Scan mampu menghasilkan gambaran axial yang dapat direkonstruksi menjadi potongan coronal. Selain itu gambar hasil scanning pesawat CT-Scan dapat menampilkan citra struktur materi penyusun jaringan (Suyatno, 2008).

Berdasarkan penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Lutfiana, dkk menunjukkan bahwa pada saat menggunakan tegangan tabung 120 kVp, arus waktu tabung 250 mAs, Slice thickness 3 mm memperoleh nilai dosis pada thorax sebesar 16,19 mGy sampai dengan 27,66 mGy. Perbedaan hasil pengukuran dosis terhadap CTDIvol diperoleh sebesar 0,06%-70,74%. Penelitian lain telah dilakukan oleh Syamsir, Dkk menunjukkan bahwa nilai CTDI dengan perubahan faktor ketebalan potongan irisan diperoleh hasil nilai CTDI tertinggi yaitu 38,43 mGy pada potongan irisan 3 mm, Sedangkan nilai CTDI terendah pada nilai 34,19 mGy pada potongan irisan 5 mm.

Pada saat proses Scanning, pasien akan menerima radiasi dari CT-Scan. CTDI digunakan sebagai indeks dosis radiasi yang dihasilkan CT-Scan untuk mengetahui perkiraan jumlah dosis radiasi yang diterima oleh pasien pada pemeriksaan menggunakan CT-Scan. Computed Tomography Dose Index (CTDI) merupakan integral dari distribusi dosis $D(Z)$ sumbu tunggal Scan sepanjang garis tegak lurus terhadap bidang tomography (Z-axis) dibagi dengan jumlah irisan dari irisan nimal ketebalan.

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui berapa besar dosis radiasi yang diterima pasien pada pemeriksaan CT-Scan dengan nilai CTDI dengan metode Statistical Product and Service Solution (SPSS) di Rumah sakit Bhayangkara Makassar.

1.2. Rumusan Masalah

Rumusan masalah yang akan diteliti adalah:

- a. Berapa besar dosis radiasi yang diterima pasien pada pemeriksaan CT-Scan dengan nilai CTDI di udara dan phantom?
- b. Apakah nilai dosis yang diserap sesuai dengan standart dosis yang dikeluarkan oleh *Badan Pengawas Tenaga Nuklir* (BAPETEN) ?

1.3. Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian yang akan dilakukan adalah:

- a. Untuk mengetahui besar dosis radiasi yang diterima pasien pada pemeriksaan CT-Scan dengan nilai CTDI di udara dan phantom

- b. Untuk mengetahui kesesuaian dosis yang diserap sesuai dengan standar yang dikeluarkan oleh *Pengawas Tenaga Nuklir* (BAPETEN)

1.4. Ruang Lingkup

Ruang lingkup pada penelitian yang akan dikaji adalah:

- a. Penelitian dilakukan di bagian Radiologi khususnya Di ruangan CT-Scan Rumah sakit Bhayangkara Makassar
- b. Pesawat yang digunakan adalah pesawat *CT-Scan*
- c. Pengukuran *CT-Scan* dilakukan dengan menggunakan multimeter *X-Ray Raysafe* dan perhitungan secara empiris (pengukuran Kerma)
- d. Penelitian ini menggunakan phantom sebagai pengganti pasien
- e. Penelitian ini menggunakan tegangan 100 kV, 120 kV, dan 135 kV
- f. Penelitian ini menggunakan ketebalan slice 2 mm, 4 mm, 10 mm
- g. Pengukuran dosis radiasi pada pemeriksaan *CT-Scan* dengan nilai CTDI yaitu mencari nilai CTDI di udara dan CTDI pada phantom.

1.5. Manfaat penelitian

Manfaat penelitian yang diharapkan sebagai berikut:

1. Manfaat Teoritis

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan masukan dan kajian pustaka yang berguna bagi akademis khususnya di bidang Fisika Radiasi dalam lingkup penerimaan dosis radiasi pada pemeriksaan *CT-scan* dengan menggunakan nilai CTDI.

2. Manfaat Aplikasi Teknik

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan informasi nilai dosis kepada pasien maupun masyarakat umum, memberikan masukan yang berguna bagi pelayanan diagnostik di rumah sakit dalam melakukan eksposi pada pemeriksaan *CT-scan* sehingga dapat diterima dosis radiasi yang serendah mungkin terhadap pasien, pekerja radiasi dan masyarakat umum. Selain itu dengan data yang diperoleh dimaksudkan dapat dijadikan acuan atau referensi ketika melakukan pemeriksaan pada pasien.



BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

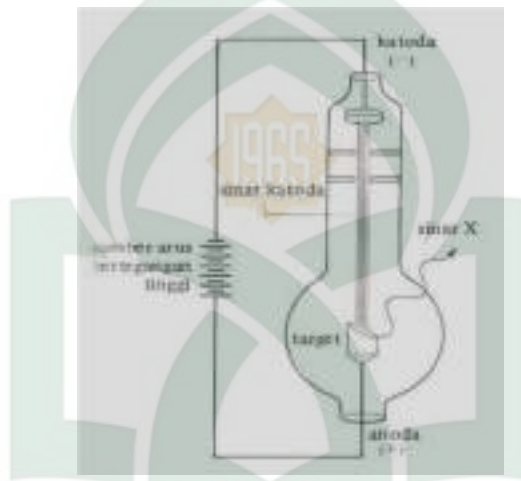
2.1. Sinar-X

Wilhelm Conrad Roentgen seorang ahli fisika di Universitas Wuzburg, Jerman, pertama kali menemukan sinar Roentgen pada tahun 1895 sewaktu melakukan eksperimen dengan sinar katoda. Penemuan roentgen ini merupakan suatu revolusi kedokteran karena ternyata dengan hasil penemuan itu dapat diperiksa bagian-bagian tubuh manusia yang sebelumnya tidak pernah dapat dicapai dengan cara-cara pemeriksaan konvensional (Rasad, 2005).

Setahun setelah Roentgen menemukan sinar-X, maka Henri Becquerel, di Prancis, pada tahun 1896 menemukan unsur uranium yang mempunyai sifat yang hampir sama. Penemuannya diumumkan dalam kongres akademi Ilmu Pengetahuan Paris pada tahun itu juga. Tidak lama kemudian, Marie dan Pierre Curie menemukan unsur Thorium pada awal tahun 1896, sedangkan pada akhir tahun yang sama pasangan suami-istri tersebut menemukan unsur ketiga yang dinamakan Polonium sebagai penghormatan kepada negara asal mereka, Polandia. Tidak lama sesudah itu mereka menemukan unsur radium yang memancarkan radiasi kira-kira 2 juta kali lebih banyak daripada Uranium (Rasad, 2005).

Sinar-X adalah pancaran gelombang elektromagnetik yang sejenis dengan gelombang radio, panas, cahaya, dan sinar ultraviolet. Sinar-X bersifat heterogen, panjang gelombangnya bervariasi dan tidak terlihat (Rasad, 2005).

Terdapat sebuah sumber radiasi sinar-X, yaitu sinar-X dibangkitkan dari tabung sinar-X (gambar 2.1). Sinar-X ini dihasilkan jika katoda di dalam tabung rontgen dipanaskan. Bila antara anoda dan katoda diberi beda potensial yang tinggi, maka awan elektron dari katoda akan bergerak ke anoda dengan kecepatan tinggi. Elektron yang bergerak dengan kecepatan tinggi itu menumbuk sasaran (target) pada anoda sehingga terciptalah sinar-X (Beiser, 1992:60).



Gambar 2.1 Tabung sinar-X (Beiser, 1992 :62)

Berdasarkan proses terjadinya, maka sinar-X dibedakan menjadi 2 jenis yaitu:

1. Sinar-X Bremsstrahlung

Sebuah elektron dipercepat atau diperlambat, maka ia akan memancarkan energi elektromagnetik. Ketika menumbuk suatu sasaran, elektronnya diperlambat sehingga pada akhirnya berhenti, karena bertumbukan dengan atom-atom materi sasaran. Karena pada tumbukan seperti itu terjadi transfer momentum dari elektron ke atom, maka kecepatan elektron menjadi berkurang sehingga elektron

memancarkan foton. Pada peristiwa perlambatan elektron tersebut akan disertai dengan pembentukan spektrum radiasi sinar-X yang bersifat kontinu (Krane, 1992:111). Sinar-X yang terbentuk melalui proses ini disebut proses sinar-X Bremsstrahlung (Akhadi, 2000 :33).

2. Sinar-X Karakteristik

Sinar-X dapat pula terbentuk melalui proses perpindahan elektron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi menuju ke tingkat energi yang lebih rendah (Krane, 1992 :318; Akhadi, 2000:35). Sinar-X yang terbentuk melalui proses ini mempunyai energi sama dengan selisih energi antara kedua tingkat energi elektron tersebut. Karena setiap jenis atom memiliki tingkat-tingkat energi elektron yang berbeda-beda, maka sinar-X yang terbentuk dari proses ini disebut sinar-X karakteristik (Suyati dan Akhadi, 1998). Sinar-X karakteristik ini timbul karena elektron atom yang berada pada kulit K terionisasi. Kekosongan kulit K ini diisi oleh elektron dari kulit di atasnya. Semua sinar-X yang dipancarkan dalam proses mengisi kekosongan dikenal sebagai sinar-X kulit K atau secara singkat sinar-X K. Sinar-X K yang berasal dari kulit $n=2$ (kulit L) dikenal sebagai sinar-X $K\alpha$, dan sinar-X K yang berasal dari tingkat-tingkat yang lebih tinggi dikenal sebagai $K\beta$, dan seterusnya (Krane, 1992:319).

2.2 Sifat-Sifat Sinar-X

Adapun sifat-sifat dari sinar-X dapat dijelaskan berikut ini.

a. Daya tembus

Sinar-X dapat menembus bahan, dengan daya tembus yang sangat besar dan digunakan dalam radiografi. Makin tinggi tegangan tabung (besarnya

tegangan tabung (kV) yang digunakan, makin tinggi pula daya tembusnya. Makin rendah berat atom atau kepadatan suatu benda, makin besar daya tembus sinarnya.

b. Pertebaran

Apabila sinar-X melalui suatu bahan atau suatu zat maka berkas tersebut akan bertebaran ke segala jurusan menimbulkan radiasi sekunder (radiasi hambur) pada bahan atau zat yang dilaluinya. Hal ini mengakibatkan terjadi gambar radiograf dan pada film akan tampak pengaburan kelabusecara keseluruhan. Untuk itu mengurangi akibat radiasi hambur ini antara subjek dengan film rontgen diletakkan *grid*.

c. Penyerapan

Sinar-X dalam radiografi diserap oleh bahan atau zat sesuai dengan berat atom atau kepadatan bahan tersebut. Semakin tinggi kepadatannya atau berat atomnya maka semakin besar penyerapannya.

d. Efek Fotografik

Sinar-X dapat menghitamkan emulsi film (emulsi perak-bromida) setelah melalui proses secara kimiawi di kamar gelap radiologi (Gabriel, 1996).

e. Dapat menyebabkan fluoresensi

Sinar-X dapat mengakibatkan bahan-bahan seperti Kalsium Tungsten atau Zink Sulfida yang dapat mengalami pemendaran cahaya (luminisensi) yang merupakan suatu peristiwa terpancarnya cahaya dari sebuah bahan yang sebelumnya terkena radiasi dan dapat dimanfaatkan dalam bidang radiologi seperti menambah respon fotografik pada film (Darmini et al., 2003) yang terdiri dari 2 jenis yaitu fluoresensi (pemendaran cahaya ketika terdapat radiasi sinar-X)

dan fosforisensi (pemendaran cahaya yang terjadi untuk beberapa saat meskipun sumber radiasi sinar-X telah dalam keadaan off

f. Dapat menimbulkan ionisasi

Efek primer dari sinar-X jika mengenai suatu bahan atau zat dapat menimbulkan ionisasi.

g. Efek biologis

Sinar-X akan menimbulkan perubahan-perubahan biologis pada jaringan yang digunakan pada pengobatan radioterapi (Noviana, 2011).

2.3 Efek Sinar-X Terhadap Manusia

A. Efek Deterministik

Efek Deterministik (efek non stokastik) Efek ini terjadi karena adanya proses kematian sel akibat paparan radiasi yang mengubah fungsi jaringan yang terkena radiasi. Efek ini dapat terjadi sebagai akibat dari paparan radiasi pada seluruh tubuh maupun lokal. Efek deterministik timbul bila dosis yang diterima diatas dosis ambang dan umumnya timbul beberapa saat setelah terpapar radiasi. Tingkat keparahan efek deterministik akan meningkat bila dosis yang diterima lebih besar dari dosis ambang yang bervariasi bergantung pada jenis efek. Pada dosis lebih rendah dan mendekati dosis ambang, kemungkinan terjadinya efek deterministik, dengan demikian adalah nol. Sedangkan diatas dosis ambang, peluang terjadinya efek ini menjadi 100% (Zibaidah, 2005).

B. Efek Stokastik

Efek stokastik dosis radiasi serendah apapun selalu terdapat kemungkinan untuk menimbulkan perubahan pada sistem biologik, baik pada tingkat molekul

maupun sel. Dengan demikian radiasi dapat pula tidak membunuh sel tetapi mengubah sel-sel yang mengalami modifikasi atau sel yang berubah ini mempunyai peluang untuk lolos dari sistem pertahanan tubuh yang berusaha untuk menghilangkan sel seperti ini. Semua akibat proses modifikasi atau transformasi sel ini disebut efek stokastik yang terjadi secara acak. Efek stokastik terjadi tanpa ada dosis ambang dan baru akan muncul setelah masa laten yang sama. Semakin besar dosis paparan, semakin besar peluang terjadinya efek stokastik, sedangkan tingkat keparahannya tidak ditentukan oleh jumlah dosis yang diterima (Zubaidah, 2005).

Bila sel yang mengalami perubahan adalah sel genetik, maka sifat-sifat sel yang baru tersebut akan mewariskan kepada turunannya sehingga timbul efek genetik atau pewarisan. Apabila sel ini adalah sel somatik maka sel-sel tersebut dalam jangka waktu yang relatif lama, ditambah dengan pengaruh dari bahan yang bersifat toksik lainnya, akan tumbuh dan berkembang menjadi jaringan ganas atau kanker. Paparan radiasi dosis rendah dapat meningkatkan resiko kanker dan efek pewarisan yang secara statistik dapat dideteksi pada suatu populasi, namun tidak secara serta merta terkait dengan paparan individu (Zubaidah, 2005).

Respon dari berbagai jaringan dan organ tubuh terhadap radiasi pengion sangat bervariasi. Selain bergantung pada karakteristik biologi dari sel penyusun jaringan/organ tubuh (Zubaidah, 2005).

2.4 Radiasi

Radiasi adalah pancaran energi melalui suatu materi atau ruang dalam bentuk panas, partikel atau gelombang elektro magnetik atau cahaya (foton) dari

sumber radiasi. Bila radiasi melewati materi membentuk partikel bermuatan positif dan negatif (ion), proses ini disebut radiasi ionisasi. Tidak semua radiasi dapat mengubah ion atau partikel yang dilaluinya, radiasi ini disebut sebagai radiasi nonpengion. Sinar- α , sinar- β , sinar- γ dan sinar-X adalah beberapa contoh radiasi pengion karena sifatnya yang dapat mengubah ion-ion atau partikel-partikel yang dilaluinya. Partikel ini memiliki kemampuan untuk menimbulkan kerusakan biologi pada manusia dengan cara merusak sel-sel jaringan tubuh yang terkena atau dilaluinya. Gelombang radio, sinar inframerah cahaya tampak dan sinar ultraviolet adalah beberapa contoh radiasi non-pengion yang tidak merubah ion-ion atau partikel-partikel yang dilaluinya sehingga tidak berbahaya bagi kesehatan. Penggunaan zat-zat radioaktif (Gelombang radio, cahaya inframerah, cahaya tampak, sinar ultraviolet, sinar- α , β , γ dan X-ray) (Wiyatmo, 2009: 124).

Radiasi dijelaskan berdasarkan firman Allah Swt dalam surah An-Nuur/24:35. Yang berbunyi:

اللَّهُ نُورُ السَّمَوَاتِ وَالْأَرْضِ مِثْلُ نُورِهِ كَمِشْكَاةٍ فِيهَا مِصْبَاحٌ
الْمِصْبَاحُ فِي زُجَاجَةٍ الزُّجَاجَةُ كَأَنَّهَا كَوْكَبٌ دُرِّيٌّ يُوقَدُ مِنْ شَجَرَةٍ
مُبْرَكَةٍ زَيْتُونَةٍ لَا شَرْقِيَّةٍ وَلَا غَرْبِيَّةٍ يَكَادُ زَيْتُهَا يُضِيءُ وَلَوْ
لَمْ تَمْسَسْهُ نَارٌ نُّورٌ عَلَى نُورٍ يَهْدِي اللَّهُ لِنُورِهِ مَن يَشَاءُ وَيَضْرِبُ
اللَّهُ الْأَمْثَلَ لِلنَّاسِ وَاللَّهُ بِكُلِّ شَيْءٍ عَلِيمٌ

Terjemahnya:

“Allah (pemberi) cahaya (kepada) langit dan bumi. Perumpamaan cahaya Allah, adalah seperti sebuah lubang yang tak tembus, yang didalamnya ada pelita besar. Pelita itu didalam kaca (dan) itu seakan-akan bintang (yang bercahaya) seperti mutiara, yang dinyalakan dengan minyak dari pohon yang berkahnya, (yaitu) pohon zaitun yang tumbuh tidak di sebelah timur (sesuatu) dan tidak pula disebelah barat (nya), yang minyaknya (saja) hampir-hampir menerangi, walaupun tidak disentuh api. Cahaya diatas cahaya (berlapis-lapis), Allah embimbing kepada cahaya-Nya siapa yang dia kehendaki dan Allah memperbuat perumpamaan-perumpamaan bagi manusia, dan Allah Maha mengetahui segala sesuatu.” (Kementrian Agama, 2013:354).

Di dalam tafsir Al-Mishbah dijelaskan bahwa dimana perkataan-Nya

اللَّهُ نُورُ السَّمَوَاتِ وَالْأَرْضِ

Terjemahnya:

“Allah (pemberi) cahaya (kepada) langit dan bumi...”

Ia adalah cahaya yang darinya tiang-tiang langit dan bumi, juga semestinya. Cahaya itulah yang memberikan inti keberadaannya. Ia menyimpan di dalamnya hukum-hukumnya. Pada akhirnya manusia dapat diketahui sedikit dari hakikat besar itu dengan ilmu mereka. Setelah revolusi ilmiah membuat mereka mampu membelah atom menjadi molekul-molekul yang tidak bertopang kecuali kepada cahaya. Ia tidak memiliki materi lain kecuali cahaya. Atom itu terdiri dari elektron-elektron yang terlepas dengan kekuatan penopangnya adalah cahaya.

Ayat yang sangat menakjubkan ini, timbul bersamadengan cahaya yang tenang dan mencerahkan, sehingga tersebar keseluruh alam. Ia juga tersebar ke seluruh perasaan dan anggota-anggota badan. Ia mengalir ke seluruh sisi dan aspek kehidupan. Sehingga seluruh alam semesta bertasbih dalam lautan cahaya yang sangat terang disebabkan karena Allah adalah pemberi cahaya kepada langit dan bumi baik cahaya yang bersifat material yang dapat dilihat dengan mata kepala, maupun immaterial berupa cahaya kebenaran, keimanan, pengetahuan, dan lain-lain yang dirasakan dengan mata hati.

Cahaya memiliki manfaat yang sangat besar sebagai pemberi cahaya kepada langit dan bumi dimana ayat tersebut menjelaskan bagaimana mereka mampu membelah atom menjadi moleku-molekul yang tidak bertopang kecuali kepada cahaya yaitu atom itu terdiri elektron-elektron yang terlepas dengan kekuatan penopangnya adalah cahaya baik cahaya yang bersifat material yang dapat dilihat dengan mata kepala, maupun immaterial yang berupa cahaya kebenaran, keimanan, pengetahuan serta timbul bersama dengan cahaya yang tenang dan mencerahkan, sehingga tersebar keseluruh alam. Ia juga tersebar keseluruh perasaan dan anggota-anggota badan. Sedangkan radiasi yaitu gelombang elektromagnetik tanpa melalui medium yang terdiri dari atom atau elektron-elektron yang dimana cahaya yang dipancarkan keseluruh tubuh dapat mendiagnosa adanya sesuatu penyakit dalam bentuk gambaran anatomi tubuh.

Radiasi pada cahaya matahari ini juga dibahas dalam Al-Qur'an surah

Yunus ayat 5:

هُوَ الَّذِي جَعَلَ الشَّمْسُ ضِيَاءً وَالْقَمَرَ نُورًا وَقَدَرَهُ مَنَازِلَ لِتَعْلَمُوا
عَدَّةَ السِّنِينَ وَالْحِسَابَ مَا خَلَقَ اللَّهُ ذَلِكَ إِلَّا بِالْحَقِّ يُفَصِّلُ الْآيَاتِ
لِقَوْمٍ يَعْلَمُونَ ﴿٥﴾

TerjemahanNya:

“Dia-lah yang menjadikan matahari bersinar dan bulan bercahaya dan ditetapkan-Nya manzilah-manzilah (tempat-tempat) bagi perjalanan bulan itu, supaya kamu mengetahui bilangan tahun dan perhitungan (waktu). Allah tidak menciptakan yang demikian itu melainkan dengan hak^[669]. Dia menjelaskan tanda-tanda (kebesaran-Nya) kepada orang-orang yang mengetahui.” (Q.S. Yunus:5)

Pada kata *dhiya'*, dipahami oleh ulama masa lalu sebagai cahaya yang sangat terang karena menurut mereka ayat ini menggunakan kata tersebut untuk matahari dan menggunakan kata *nur* untuk bulan, sedangkan cahaya bulan tidak seterang cahaya matahari. Hanafi Ahmad, yang menulis tafsir tentang ayat-ayat *kauniyah*, membuktikan bahwa Al-Qur'an menggunakan kata *dhiya'* dalam berbagai bentuknya untuk benda-benda yang cahayanya bersumber dari dirinya sendiri. Penggunaannya pada ayat ini untuk matahari membuktikan bahwa Al-Qur'an menginformasikan bahwa cahaya matahari bersumber dari dirinya sendiri, bukan pantulan dari cahaya lain. Ini berbeda dengan bulan yang sinarnya

dilukiskan dengan kata *nur* untuk mengisyaratkan bahwa sinar bulan bukan dari dirinya tetapi pantulan dari cahaya matahari.

Asy-Sya'rawi menulis bahwa ayat ini menamai sinar matahari (*dhiya'*) karena cahayanya menghasilkan panas atau kehangatan. Sedangkan kata *nur* memberi cahaya yang tidak terlalu besar dan tidak menghasilkan kehangatan, sinar matahari bersumber dari dirinya sendiri dan cahaya bulan adalah pantulan (Quraish Shihab, 2009).

Sebagaimana dikutip oleh Quraish Shihab dalam Tafsir al-Muntakhab dikemukakan antara lain bahwa ayat ini menjelaskan perbedaan antara cahaya dan sinar yaitu matahari yang bersinar dan bulan bercahaya, matahari membakar dan dengan itu mengeluarkan sinar sedangkan bulan hanya bercahaya yaitu menerima dan memantulkan cahaya. Sinar matahari dapat menimbulkan radiasi matahari yaitu energi radiasi matahari berbentuk sinar dan gelombang elektromagnetik yang dapat menghasilkan gelombang pendek yaitu sinar-X, sinar gamma, dan sinar ultraviolet.

2.4.1 Satuan-Satuan Radiasi

Aadapun beberapa satuan radiasi antara lain, yaitu:

A. Roentgen

Roentgen ialah satuan paparan radiasi yang memberikan muatan $2,58 \times 10^{-4}$ coulomb per kg udara.

B. Rad

Rad adalah satuan dosis serap. Satu rad adalah radiasi yang diperlukan untuk melepaskan tenaga 100 erg dalam 1 gram bahn yang disinari (1 rad =

100erg/gram). Rad tak tergantung pada komponen bahan yang disinari dan tenaga radiasi, akan tetapi jumlah rad per R pemaparan berbeda dengan tenaga berkas sinar dan komposisi bahan sera.

C. Gray (Gy)

Dalam satuan SI, Satuan dosis radiasi serap disebut dengan Gray yang disingkat Gy. Dalam hal ini Gy sama dengan energi yang diberikan kepada medium sebesar 1 joule/kg. Dengan demikian maka:

$$1 \text{ Gray} = 100 \text{ rad}$$

(Anonim, 2009).

D. Rem

Rem ialah satuan dosis ekuivalen. Rem adalah sama dengan dosis serap dikalikan dengan faktor kualitas ($Q \times F$) $\text{Rem} = \text{Rad} \times \text{faktor kualitas}$. Rem merupakan ukuran efek biologis akibat radiasi. Karena faktor kualitas untuk sinar-X dan gamma adalah satu, maka dapat dianggap:

$$1 \text{ Roentgen} = 1 \text{ Rad} = 1 \text{ Rem}$$

Karena energi yang dilepaskan kedalam jaringan lunak oleh 1 roentgen pemaparan hanya 5% lebih besar dari 1 Rad.

E. Sievert

Sievert adalah satuan Standar Internasional untuk dosis ekuivalen. Satuan ini menggambarkan efek biologis dari radiasi. Namun satuan ini diambil dari dokter Swedia bernama Rolf Sievert, yang menekuni pengukuran dosis radiasi dan penelitian pengaruh radiasi secara biologis.

Adapun faktor kualitas dari berbagai jenis radiasi yaitu:

Tabel 2.1 : Faktor kualitas berbagai jenis radiasi

| Jenis radiasi | faktor kualitas |
|----------------|-----------------|
| Sinar x | 1 |
| Sinar gamma | 1 |
| Partikel beta | 1 |
| Proton | 5 |
| Neutron lambat | 3 |
| Neutron cepat | 10 |
| Partikel alfa | 20 |

(Rasad, 2005).

2.4.2 Proteksi Radiasi

Sinar-X bisa berbahaya, Kita tidak dapat merasakan atau melihatnya bisa saja kita tidak mengetahui bahwa kita berada dalam sorotan sinar-X. Exposure berulang terhadap sinar-X, biarpun itu berasal dari sinar hamburan baik dari penderita atau peralatannya, dan biarpun dengan dosis yang kecil dapat mengakibatkan kerusakan kesehatan yang permanen pada operator (Sulistijaningsih, 1992).

Resiko penderita sinar-X adalah kecil, karena mereka jarang terkena sinar-X dan karena hanya sebagian kecil dari tubuhnya yang terkena sinar-X pada setiap kali foto. Usahakan untuk melaksanakan foto radiografi setiap detail dengan benar pada pertama kali sehingga tidak perlu dibuat foto ulangan (Sulistijaningsih, 1992).

Resiko terbesar dari sinar-X adalah untuk operator, dokter dan perawat bisa terkena berulang kali selama bertahun-tahun pada waktu mereka bekerja. Tetapi tidak akan timbul bahaya jika kita berhati-hati (Sulistijaningsih, 1992).

A. Proteksi pasien terhadap radiasi

Adapun hal yang harus diperhatikan pasien dalam melakukan rontgen, diantaranya:

- a. Pemeriksaan sinar-X hanya atas permintaan seorang dokter
- b. Pemakaian filtrasi maksimum pada sinar primer
- c. Pemakaian voltage yang lebih tinggi (bila mungkin) sehingga daya tembusnya lebih kuat
- d. Jarak fokus jangan terlalu pendek, sahungan dengan ini berlaku umum Hukum kuadrat terbalik yaitu intensitas berbanding terbalik dengan jarak pangkat dua. Jarak fokus kilit pada:
 1. Sinar tembus tidak boleh kurang dari 45 cm
 2. Radiografi tidak boleh kurang dari 90 cm.
- e. Daerah yang disinari harus sekecil mungkin, misalnya dengan mempergunakan konus (untuk radiografi) atau diafragma (untuk sinar tembus).
- f. Waktu penyinaran sesingkat mungkin. Contohnya, pada pemeriksaan sinar tembus pada salah satu bagian tubuh tidak boleh 5 menit.
- g. Alat-alat ukur dilindungi sebisanya.
- h. Pasien hamil, terutama trimester pertama, tidak boleh diperiksa radiologi (Rasad, 2005).

B. Proteksi dokter dan petugas radiologi

Untuk proteksi ini diperhatikan:

- a. Hindari penyinaran bagian-bagian tubuh yang tidak terlindungi.
- b. Pemakaian sarung tangan, apron atau gaun pelindung, yang berlapis Pb dengan tebal maksimum 0,5 mm Pb.

- c. Hindari pemeriksaan sinar tembus, usahakan melakukan radiografi.
- d. Hindari pemeriksaan sinar tembus tulang-tulang kepala (*Head fluoroscopy*).
- e. Akomodasi mata sebelum melakukan pemeriksaan sinar tembus paling sedikit selama 20 menit.
- f. Gunakan alat-alat pengukur sinar roentgen.
- g. Pemeriksaan pesawat sebelum dipakai, misalnya:
 - a. Perlindungan terhadap bahaya listrik.
 - b. Adanya kebocoran pada tabung pesawat.
 - c. *Voltage* yang aman dan lamanya.
 - d. Pemeriksaan rutin terhadap kemungkinan bocor/rusaknya perlengkapan pelindung berlapis Pb.
- h. Berdirilah di belakang panel control ketika exposure sinar-X dilakukan.
- i. Pada pasien : dosis radiasi yang diberikan harus sekecil mungkin sesuai keharusan klinis.
- j. Pada personil : dosis radiasi yang diterima harus ditekan serendah mungkin dan dalam keadaan bagaimanapun juga tidak boleh melebihi dosis maksimum yang diperkenankan (Rasad, 2005).

2.5 Dosis radiasi

Dosis radiasi yang diterima oleh seseorang dalam menjalankan suatu kegiatan tidak boleh melebihi nilai batas dosis yang telah ditetapkan oleh instansi yang berwenang. Dengan menggunakan program proteksi radiasi yang disusun dan dikelola secara baik, maka semua kegiatan yang mengandung resiko paparan radiasi cukup tinggi dapat ditangani sedemikian rupa sehingga nilai batas

dosis yang telah ditetapkan tidak akan terlampaui. Adapun dosis tipikal yang diterima oleh pasien fluoroskopi tidak boleh melebihi 15 mGy/menit dan dosis maksimum di udara tidak boleh melebihi 150 mGy/menit. Organisasi Internasional yang menangani masalah nilai batas dosis ini *adalah International Commission on Radiological Protection (ICRP)* (Asti Moehadi, 2015).

2.6 Alat ukur radiasi

Alat ukur radiasi adalah alat yang mampu mengukur kuantitas radiasi baik secara langsung maupun tidak langsung. Alat ukur radiasi merupakan suatu sistem yang terdiri dari detektor dan rangkaian elektrometer. Detektor adalah bagian elektronik yang memproses serta mengubah tanggapan detektor menjadi besaran fisika (Andreas, Nainggolan, 2010).

Setiap alat ukur radiasi mempunyai detektor yang mampu mengenali adanya radiasi. Apabila radiasi melintasi bahan detektor, maka antara bahan detektor dengan radiasi pengion akan terjadi interaksi sehingga menimbulkan berbagai jejak atau tanggapan tertentu yang merupakan hasil interaksi antara radiasi dengan bahan detektor. Besar jejak yang sebanding dengan dosis radiasi yang diterimanya. Jejak tersebut dapat timbul karena ada interaksi itu radiasi menyerahkan sebagian atau seluruh energinya kepada medium yang dilewat. (Akhadi, 1997).



Gambar 2.2. Detektor Raysafe

(Sumber : [http://www.google.com/gambar/detektor raysafe](http://www.google.com/gambar/detektor%20raysafe))

Detektor *raysafe* adalah suatu detektor yang digunakan untuk mengukur semua parameter yang diperlukan seperti kVp, waktu pemamparan, dosis HVL, total filtrasi, dosis/pilsa, laju dosis, mAs, dll. Detektor *raysafe* memiliki prinsip kerja yakni mengubah energi radiasi menjadi bentuk respon yang diukur (RTI Electronics AB, 2001-2003).

2.7 KERMA (*Kinetic Energy Released in Matter*)

Menurut definisi IAEA (*International Atomic Energy Agency*), dalam Glossary-nya, Dosis atau Dose adalah besarnya (ukuran) energi radiasi yang didepositkan atau disimpan dalam suatu target atau medium tertentu. Selain istilah Dosis, kita juga sering mendengar kata KERMA (*Kinetic Energy Released in Matter*). Kerma menurut definisi IAEA adalah jumlah seluruh energi kinetik awal dari semua partikel bermuatan (elektron) yang dibebaskan oleh partikel tak bermuatan (foton) dalam suatu material dengan massa tertentu. Terminologi Kerma yang sering kita jumpai adalah *air kerma* atau kerma udara yaitu kerma dalam medium atau material udara (IAEA Safety Glossary, 2007)

Pada radiologi diagnostik dan intervensional, ada beberapa terminologi mengenai dosis radiasi untuk pasien yaitu: Incident Air Kerma (INAK), Entrance Surface Air Kerma (ESAK), dan Dosis Serap (*Absorbed Dose*). *Incident Air Kerma* (INAK) merupakan kerma udara yang diukur pada jarak 100 cm dari titik fokus ke detektor tanpa hamburan balik (*backscatter*). Untuk lebih mudahnya, jika menggunakan detektor kamar ionisasi maka detektor dipasang sekitar ± 23 cm s/d 40 cm di atas meja pasien, hal tersebut untuk mereduksi atau menghindari adanya hamburan balik. Istilah lain dari INAK adalah kerma udara tanpa *backscatter* (European Commission, 1999)

Entrance Surface Air Kerma (ESAK) adalah kerma udara dengan koreksi *backscatter factor* (BSF) yaitu mengalikan INAK (Incident Air Kerma) dengan faktor hamburan balik yang tergantung pada tegangan potensial tabung, total filtrasi, ukuran kolimasi. Terminologi ESAK (*Entrance Surface Air Kerma*) ini sama dengan *Entrance Skin Dose* (ESD) atau *Entrance Skin Exposure* (ESE) (European Commission, 1999)

Entrance Skin Exposure (ESE) adalah paparan yang diukur dengan satuan milligray (mGy) pada pusat sumbu sinar-X dimana titik tersebut merupakan daerah yang akan dikenai radiasi dengan memperhitungkan *faktor backscatter*. Pesawat sinar-X diatur dengan faktor eksposi yang sesuai dengan organ yang diperiksa, dan pengukuran ESE (*Entrance Skin Exposure*) dilakukan dengan “Free-in-air”. (Dhahryan, dkk. 2008)

Menurut IAEA Technical Report Series No. 457 Tahun 2007 [11], faktor hamburan balik untuk radiografi itu memiliki nilai rentang antara 1,24 –

1,67. Asumsi umum yang digunakan di internasional terkait faktor hamburan balik atau *Back Scatter Factor* (BSF) dari pasien adalah $\sim 1,35$ (International Atomic Energy Agency, 2007)

2.8 Faktor Eksposi

Faktor eksposi adalah faktor-faktor yang mempengaruhi dan menentukan kuantitas dan kualitas radiasi sinar-X terhadap objek yang dikenai sinar-X. Terdapat 4 faktor eksposi yaitu tegangan tabung (kV), arus tabung (mAs), waktu eksposi (s) dan jarak focus ke film (FDD). Faktor yang mempengaruhi kualitas radiograf antara lain faktor eksposi yang terdiri atas tegangan tabung (kV), arus tabung (mA) dan waktu penyinaran (s). Pengaturan faktor eksposi yang tepat dapat menghasilkan kontras radiograf yang optimal yaitu mampu menunjukkan perbedaan derajat kehitaman yang jelas antar organ yang mempunyai kerapatan berbeda. Tegangan tabung menentukan kualitas radiasi atau daya tembus sinar-X yang dihasilkan. Arus tabung menentukan jumlah elektron yang akan melewati target sehingga dihasilkan sinar-X yang intensitas dan energinya cukup untuk menembus organ tertentu. Waktu menentukan lamanya penyinaran sehingga menentukan kuantitas sinar-X yang dihasilkan.

2.8.1 Tegangan Tabung (kV)

Tegangan tabung dinyatakan dalam *kilovolt* (kV). Tegangan tabung ini menunjukkan kecepatan elektron menumbuk target dan juga menunjukkan kemampuan sinar-X dalam menembus bahan. Dengan meningkatnya tegangan tabung, maka semakin banyak sinar-X yang dipancarkan sehingga semakin tinggi

energi dan daya tembusnya. Hal tersebut juga menimbulkan radiasi hambur yang dapat menimbulkan *noise* gambar (Bushong, 2001).

Tegangan tabung mempengaruhi dosis radiasi yang diterima. Dosis radiasi dapat dikurangi dengan menaikkan kV karena semakin tinggi kV maka semakin tinggi daya tembus sinar-X yang dihasilkan sehingga sinar-X lebih banyak yang diteruskan daripada yang diserap oleh tubuh (Ball and Price, 1989)

2.8.2 Kuat Arus Tabung (mAs)

Arus ini dinyatakan dalam miliampere (mA). Dengan waktu eksposi yang tetap, mA mengontrol kuantitas sinar-X dan dosis radiasi yang diterima pasien. Semakin banyak aliran electron yang menuju tabung sinar-X, maka akan semakin banyak sinar-X yang dihasilkan (Bushong, 2001).

2.8.3. Waktu Eksposi (s)

Waktu eksposi dinyatakan dalam second (s). Waktu eksposi biasanya diatur sependek mungkin dengan tujuan untuk mengurangi dosis radiasi yang diterima pasien dan meminimalisasi terjadinya ketidaktajaman akibat pergerakan pasien (Bushong, 2001).

2.8.4 Focus Film Distance (FFD)

Focus Film Distance (FFD) adalah jarak antara sumber sinar-X ke *image reseptor*. Pengaruh jarak penyinaran terhadap intensitas sesuai dengan hukum terbalik kuadrat. FFD menentukan intensitas paparan sinar-X pada *image reseptor* tetapi tidak mempengaruhi kualitas sinar-X (Bushong, 2001).

2.9 Phantom

Phantom merupakan suatu bentuk permodelan dari objek manusia yang digunakan dalam bidang radiologi baik radiagnostik maupun radioterapi untuk evaluasi kualitas gambar radiograf secara realistis. Phantom yang banyak digunakan yaitu phantom yang terbuat dari akrilik karena mempunyai rapat massa yang hampir sama dengan kerapatan air yakni $0,994 \text{ gr/cm}^3$, hal ini dilakukan karena manusia terdiri dari 75% molekul air (Pratiwi, 2006).



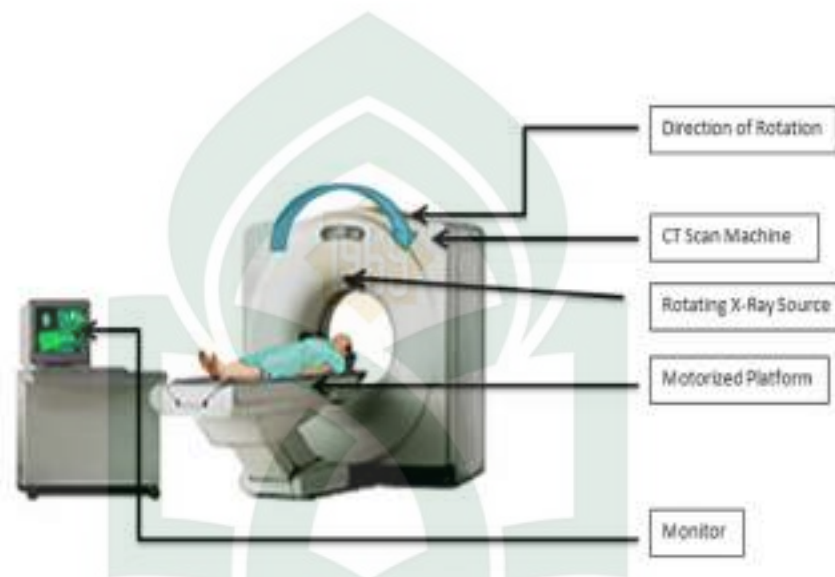
Gambar 2.3 Phantom akrilik

(Sumber : <http://www.rpdinc.com/acrylic-phantom-2686.html>)

2.10 Computer Tomography (CT) Scanner

Computer Tomography (CT) Scanner merupakan alat diagnostik dengan teknik radiografi yang menghasilkan gambar potongan tubuh secara melintang berdasarkan penyerapan sinar-X pada irisan tubuh ditampilkan pada layar monitor tv hitam putih.

Computer Tomography (CT) biasa juga didebut Computed Axial Tomography (CAT), Computer-assisted tomography, atau (body section roentgenography) yang merupakan suatu proses yang menggunakan digital processing untuk menghasilkan suatu gambar dua dimensi. Kata "tomography" diperoleh dari Yunani tomos (iris) dan graphia (gambar).



Gambar 2.4 CT-Scan

(Sumber :<http://www.google.com/malahayati.ac.id> –gambar bagian ct-scan - 18785.h)

Alat ini pada umumnya digunakan dalam dunia kedokteran sebagai alat diagnostik dan sebagai pemandu untuk prosedur intervensi. Kadang-kadang material seperti barium atau intravena iodinasi contrast dimasukkan ke tubuh pasien yang berguna dalam mempermudah proses scanning seperti untuk melihat isi perut atau bagian tubuh yang sukar untuk digambarkan dengan cara scanning.

Penggunaan contrast material dapat juga membantu khususnya guna memperoleh informasi fungsional tentang jaringan/*tissue* pada tubuh pasien.

2.10.1 Sistem CT-Scan

Peralatan CT-Scan terdiri atas bagian yaitu sistem pemroses citra, sistem komputer dan sisten kontrol.

Sistem pemrosesan citra merupakan bagian yang secara langsung berhadapan dengan obyek yang diamati (pasien). Bagian ini terdiri ata sumber sinar-X, sistem kontrol, detektor dan akusisi data. Sinar-X merupakan radiasi yang mereambat lurus, tidak dipengaruhi oleh medan listrik dan medan magnet dan dapat mengakibatkan zat fosforesensi dapat terpendar. Sinar-X dapat menembus zat padat dengan daya tembus yang tinggi. Untuk mengetahui seberapa banyak sinar-X dipancarkan ke tubuh pasien, maka dalam peralatan ini juga dilengkapi sistem kontrol yang mendapat input dari komputer. Bagian keluaran dari sistem pemroses citra, adalah sekumpulan detektor yang dilengkapi sistem akusisi data.

Detektor adalah alat untuk mengubah besaran fisik dalam hal ini radiasi menjadi besaran listrik. Detektor radiasi yang sering digunakan adalah detektor ionisasi gas. Jik tabung pada detektor ini ditembus oleh radiasi maka akan terjadi ionisasi. Hal ini akan menimbulkan aris listrik. Semakin besar interaksi radiasi, maka arus listrik yang timbul juga semakin besar. Detektor lain yang sering digunakan adalah detektor kristal zat padat. Susunan detektor yang dipasang tergantung pada tipe generasi CT-Scan. Tetapi dalam hal ini fungsi detektor adalah sama yaitu mengidentifikasi intensitar sinar-X setelah melewati obyek.

Dengan membandingkan intensitas pada sumbernya, maka atenuasi yang diakibatkan oleh propagasi pada obyek dapat ditentukan. Dengan menggunakan sistem akusisi data maka data-data dari detektor dapat dimasukkan dalam komputer. Sistem akusisi data terdiri atas sistem pengkondisi sinyal dan interface (antarmuka) analog komputer.

Metode *back projection* banyak digunakan dalam bidang kedokteran. Metode ini menggunakan pembagian *pixel-pixel* yang kecil dari suatu irisan melintang. *Pixel* didasarkan pada nilai *absorsi linear*. Kemudian *pixel-pixel* ini disusun menjadi sebuah profil dan matrik. Rekontruksi dilakukan dengan jalan saling jalan menambah antar elemen matrik.

Untuk mendapatkan gambar rekontruksi yang lebih baik, maka digunakan metode *konvolusi*. Proses rekontruksi dari *konvolusi* dapat dinyatakan dalam bentuk matematik yaitu *transformasi fourier*. Dengan menggunakan *konvolusi* dan *transformasi fourier*, maka bayangan radiologi dapat dimanipulasi dan dikoreksi sehingga dihasilkan gambar yang lebih baik (NN, alat radiologi).

2.10.2 Prinsip Dasar CT-Scan

Prinsip dasar CT-Scan mirip dengan perangkat radiografi yang sudah lebih umum dikenal. Kedua perangkat ini sama-sama memanfaatkan intensitas radiasi terusan setelah melewati obyek untuk membentuk citra/gambar. Perbedaan antara keduanya adalah pada teknik yang digunakan untuk memperoleh citra dan pada citra yang dihasilkan. Tidak seperti citra yang dihasilkan dari teknik radiografi, informasi citra yang ditamoiikan oleh Ct-Scan tidak tumpang tindih (overlap) sehingga dapat memperoleh citra yang dapat diamati tidak hanya pada bidang

tegak lurus berkas sinar (seperti pada foto rontgen), citra CT-Scan dapat menampilkan informasi tampang lintang obyek yang diinspeksi. Oleh karena itu, citra ini dapat memberikan sebaran kerapatan struktur internal obyek sehingga citra yang dihasilkan oleh Ct-Scan lebih mudah dianalisis dari pada citra yang dihasilkan oleh teknik radiografi konvensional (Nugroho, 2006).

CT-Scan menggunakan penyinaran khusus yang dihubungkan dengan komputer berdaya tinggi yang berfungsi memproses hasil scan untuk memperoleh gambaran penampang-lintang dari badan. Pasien dibaringkan diatas suatu meja khusus yang secara perlahan-lahan dipindahkan ke dalam cincin CT-Scan. Scanner berputar mengelilingi pasien pada saat pengambilan sinar rontgen. Waktu yang digunakan sampai seluruh proses scanning ini selesai berkisar dari 45 menit sampai 1 jam, tergantung pada jenis CT-Scan yang digunakan (waktu ini termasuk waktu check-in nya) (Nugroho, 2006).

Proses scanning ini tidak menimbulkan rasa sakit. Sebelum dilakukan scanning pada pasien, pasien disarankan tidak makan atau meminum cairan tertentu selama 4 jam sebelum proses scanning. Bagaimanapun, tergantung pada jenis prosedur, adapula prosedur scanning yang mengharuskan pasien untuk meminum suatu material cairan kontras yang mana digunakan untuk melakukan proses scanning khususnya untuk daerah perut (Nugroho, 2006).

2.11 Computer Tomography Dose Index (CTDI)

Computer Tomography Dose Index (CTDI) merupakan dosis sinar-X CT-Scan pada irisan tunggal dan biasanya diukur menggunakan phantom silinder standar (Bauhs, 2008). Salah satu parameter penting yang diukur dalam

penyinaran adalah parameter kelistrikan dan parameter pembangkit sinar-X yaitu tegangan dan kuat arus. Parameter ini akan memberi pengaruh pada intensitas radiasi yang diterima pasien (Suryatno, 2008).

Uji kendali kualitas sebagai bagian dari upaya mitigasi teknologi dapat dilakukan dengan mengkaji CTDI pada pesawat CT-Scan tersebut. Pengujian dilakukan untuk mengetahui bagaimana pengaruh arus dan tegangan terhadap dosis radiasi yang diterima oleh pasien dalam penyinaran CT-Scan, khususnya pada pemeriksaan kepala. Pengujian dapat dilakukan langsung dengan menggunakan objek phantom air sebagai pengganti kepala pasien. Uji parameter yang biasa dilakukan adalah melakukan pengukuran terhadap tahap uji kesesuaian pesawat CT-Scan dengan menggunakan standar *Australia Barat dan British Columbia CDC*, dan tahap dosimetri radiasi. Uji kesesuaian yang dilakukan meliputi uji ketepatan posisi laser dengan *slice*, Uji akurasi ketebalan *slice*, uji resolusi kontras tinggi, uji linearity nilai *CT Number*, uji nilai rerata CT dan keseragaman nilai rerata CT, dan dosimetri radiasi (Nugroho, 2006).

CTDI adalah pengukuran dosis radiasi CT-Scan yang berasal dari satu potongan irisan. Nilai CTDI dirumuskan sebagai luasan (area) scanning terhadap tebal irisan objek yang dapat ditulis seperti berikut:

$$CTDI = \text{Area Scanning} / T \text{ (mGy)} \quad (2.1)$$

Dimana:

T: Tebal irisan

(Brooker, 1986).

CTDI merupakan parameter besaran dosis paparan (eksposure) di dalam area/luas irisan scan yang bedekatan. CTDI dihitung jumlah dosis radiasi sepanjang aksis membujur (longitudinal), objek tubuh yang terscan $D(z)$ dibagi ketebalan irisan potongan daerah yang terscan, secara matematis dapat dirumuskan berikut ini:

$$CTDI = 1/n \cdot T \int D(Z) \quad (2.2)$$

Dimana:

n = jumlah irisan

$D(z)$ = distribusi dosis

T = ketebalan irisan

(Euclid, 2001)

2.12 Anatomi Kepala

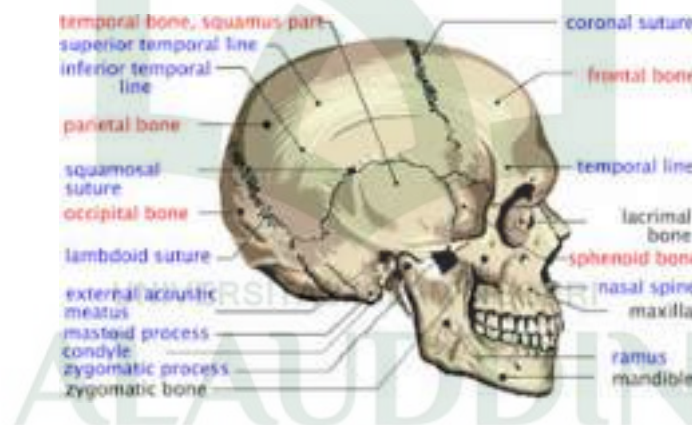
2.12.1 Tulang Kepala (Os. Cranium)

Gubah tengkorak yang terdiri atas tulang-tulang seperti Os Frontal (tulang dahi), Os Parietal (tulang ubun-ubun), Os occipital (tulang kepala bagian belakang). Adapun dasar tengkorak terdiri dari tulang-tulang seperti Os sfenoidalis (tulang baji), tulang yang terdapat ditengah-tengah dasar tengkorak dan terbentuk seperti kupu-kupu, dengan tiga pasang sayap. Os Ethmoidalis (tulang tapis), terletak disebelah depan dari os sfenoidal diantara lekuk mata. Selain kedua tulang tersebut dasar tengkorak dibentuk pula oleh tulang-tulang lain seperti : tulang kepala belakang, tulang dahi dan tulang pelipis. Samping tengkorak dibentuk oleh tulang-tulang seperti, tulang pelipis (os Temporal), sebagai tulang dahi, tulang ubun-ubun, dan tulang baji (Moore & Agur, 2002).



(Gambar 2.5 : Tulang kepala bagian depan)

(Sumber: <http://nopenaponamega.blogspot.co.id/2011/03/anatomi-dasar-kepala-cranium.html>)



(Gambar 2.6: Tulang kepala bagian samping)

(Sumber: <http://nopenaponamega.blogspot.co.id/2011/03/anatomi-dasar-kepala-cranium.html>)

2.12.2 Os Cranium (Pelindung Otak)

Kranium membungkus dan melindungi otak. Kranium terdiri dari os frontal yang membentuk dahi, langit-langit rongga nasal dan langit-langit rongga

orbita; os parietal (tulang ubun-ubun) yang membentuk sisi dan langit-langit kranium; os temporal (tulang pelipis) yang membentuk dasar dan bagian sisi dari kranium; os etmoid (tulang tapis) yang merupakan struktur penyangga penting dari rongga nasal dan berperan dalam pembentukan orbita mata dan os sfenoid (tulang baji) yang membentuk dasar anterior kranium (Moore & Agur, 2002).

2.12.3 Sutura

Tulang-tulang tengkorak kepala dihubungkan satu sama lain oleh tulang bergerigi yang disebut sutura. Sutura-sutura tersebut adalah Sutura coronalis yang menghubungkan antara os frontal dan os parietal, Sutura sagitalis yang menghubungkan antara os parietal kiri dan kanan, Sutura lambdoidea/lambdoidalis yang menghubungkan antara os parietal dan os occipital (Moore & Agur, 2002).

2.12.4 Tulang Wajah

Tulang wajah terdiri atas bagian muka/wajah (os.splanchoocranium), 2 tulang rahang atas (os.maxilla), 2 tulang rahang bawah (os.mandibula), 2 tulang pipi (os.zygomaticum), 2 tulang langit-langit (os.pallatum), 2 tulang hidung (os.nasale), 2 tulang mata (os.laximale), 1 tulang lidah (os.hyoideum), 2 tulang air mata, (os.lacrimale), 2 tulang rongga mata (os.orbitale) (Moore & Agur, 2002).

2.12.5 Tengkorak Wajah

Tengkorak wajah pada manusia bentuknya lebih kecil dari tengkorak otak. Didalam tengkorak wajah terdapat rongga-rongga yang membentuk rongga mulut (cavum oris), dan rongga hidung (cavum nasi) dan rongga mata (orbita). Tengkorak wajah dibagi atas dua bagian.

Bagian-bagian hidung terdiri atas:

- 1) Os Lacrimal (tulang mata) letaknya disebelah kiri atau kanan pangkal hidung di sudut mata
- 2) Os Nasal (tulang hidung) yang membentuk batang idung sebelah atas.
- 3) Os Konka nasal (tulang karang hidung), letaknya di dalam rongga hidung dan bentuknya berlipat-lipat.
- 4) Septum nasi (sekat rongga hidung) adalah sambungan dari tulang tapis yang tegak.

Bagian rahang terdiri atas tulang-tulang seperti:

- 1) Os Maksilaris (tulang rahang atas)
- 2) Os Zigomaticum, tulang pipi yang terdiri dari dua tulang kiri dan kanan
- 3) Os palatum atau tulang langit-langit, terdiri dari dua buah tulang kiri dan kanan
- 4) Os Mandibularis atau tulang rahang bawah, terdiri dari dua bagian yaitu bagian kiri dan kanan yang kemudian bersatu di pertengahan dagu. Dibagian depan dari mandibula terdapat processus coracoid tempat melekatnya otot (Moore & Agur, 2002).

2.12.6 Otot-Otot kepala

Otot bagian ini dibagi menjadi 5 bagian:

1. Otot pundak kepala, fungsinya sebagian kecil membentuk goles aponeurotika disebut juga muskulus oksipitifrontalis, dibagi menjadi 2 bagian:
 - a. Muskulus frontalis, fungsinya mengerutkan dahi dan menarik dahi mata
 - b. Oksipitalis terletak di bagian belakang, fungsinya menarik kulit ke belakang

[illegible]

(Sumber: <http://nopenaponamega.blogspot.co.id/2011/03/anatomi-dasar-kepala-cranium.html>)

3. Otot mulut bibir dan pipi, terbagi atas:

- 36

- c. Muskulus quadratus labi inferior, terdapat pada dagu merupakan kelanjutan pada otot leher. Fungsinya menarik bibir ke bawah atau membentuk mimik muka ke bawah
 - d. Muskulus buksinator, membentuk dinding samping rongga mulut. Origa pada taju mandibula dan inersia muskulus orbikularis oris, Fungsinya untuk menahan makanan waktu mengunyah
 - e. Muskulus zigomatikus/otot pipi, fungsinya untuk mengangkat dagu mulut ke atas waktu senyum.
4. Otot pengunyah/otot yang bekerja waktu mengunyah, terbagi atas:
- a. Muskulus maseter, fungsinya mengangkat rahang bawah pada waktu mulut terbuka
 - b. Muskulus temporalis, fungsinya menarik rahang bawah ke atas dan ke belakang
 - c. Muskulus pterigoid internus dan ekstarnus, fungsinya menarik rahang bawah ke depan.
5. Otot lidah sangat berguna dalam membantu pancaindra untuk mengunyah, terbagi atas:
- a. Muskulus genioglossus, fungsinya mendorong lidah ke depan
 - b. Muskulus stiloglossus, fungsinya menarik lidah ke atas dan ke belakang
- (Moore & Agur, 2002).

2.12.7 Otot-Otot Leher

1. Muskulus platisma, terdapat di samping leher menutupi sampai bagian dada. Fungsinya menekan mandibula, menarik bibir ke bawah dan mengerutkan kulit bibir
2. Muskulus sternokleidomastoid di samping kiri kanan leher ada suatu tendo sangat kuat. Fungsinya menarik kepala ke samping, ke kiri, dan ke kanan, memutar kepala dan kalau keduanya bekerja sama merupakan fleksi kepala ke depan disamping itu sebagai alat bantu pernapasan.
3. Muskulus longisimus kapitis, terdiri dari splenius dan semispinalis kapitis. Ketiga otot ini terdapat di belakang leher, terbentang dari belakang kepala ke prosesus spinalis korakoid. Fungsinya untuk menarik kepala belakang dan menggelengkan kepala (Moore & Agur, 2002).

2.13 Tingkat panduan prosedur diagnostik

Tabel 2.2 Tingkat panduan dosis radiognostik untuk setiap pemeriksaan pada orang dewasa

| NO | Jenis Pemeriksaan | Posisi Pemeriksaan | Level Dosis Permukaan Kulit (mGy) |
|----|-----------------------------------|--------------------|-----------------------------------|
| 1. | Lumbal (<i>Lumbal spine</i>) | AP | 10 |
| | | Lateral | 30 |
| | | LSI | 40 |
| 2. | Abdomen | AP | 10 |
| 3. | Pelvis | AP | 10 |

| | | | |
|----|---------------------------------------|------------------|------------|
| 4. | Sendi panggul (<i>Hip joint</i>) | AP | 10 |
| 5. | Paru (<i>Chest</i>) | PA Latereal | 0,4 1,5 |
| 6. | Torakal (<i>Thoracic spine</i>) | AP Lateral | 7 20 |
| 7. | Gigi (<i>Dental</i>) | Periapical AP | 7 5 |
| 8. | Kepala (<i>Skul</i>) | PA Lateral | 5 3 |

Di dalam udara dengan hamburan balik. Nilai-nilai tersebut adalah untuk kombinasi *film-screen konvensional* dalam kecepatan relatif 200. Untuk kombinasi *film-screen* kecepatan tinggi (400-600), nilai-nilai tersebut hendaknya dikurangi dengan faktor 2-3.

Tabel 2.3 Tingkat panduan dosis Tomografi Komputer untuk setiap pemeriksaan pada orang dewasa

| No | Jenis Pemeriksaan | <i>Dosis rata-rata multiple Scan (mGy)</i> |
|----|-------------------|--|
| 1. | Kepala | 50 |
| 2. | Lumbal | 35 |
| 3. | Abdomen | 25 |

Diperoleh dari ukuran sumbu perputaran pada phantom yang setara dengan air, panjang 15 cm dan 16 cm (kepala) dan 30 cm (lumbal dan abdomen) dalam diameter (BAPETEN, 2003).



BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Waktu Dan Tempat Penelitian

Penelitian telah dilakukan pada bulan Juni-Agustus 2018 di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Bhayangkara Makassar

3.2 Alat Dan Bahan

Alat dan bahan yang akan digunakan dalam penelitian ini adalah:

- a. Jenis pesawat : pesawat CT-Scan
Merek pesawat : Toshiba
Unit Model/ No. Serie : TSX-303A/AC / ACB17322239
Tipe Housing tabung/ No.serie Housing Tabung : CX8-750A/1A / 78490-M7
Tipe Insert Tabung/ No. Serie Insert Tabung : MCS-7178A / H78490
Filter Bawaan/Tambahan : 1,0 Al/75
Kv/mA maximum Radiography : 135 kV / 300 mA
- b. 1 Set Multimeter X-ray *raysafe*
- c. Phantom
- d. Alat tulis
- e. Lembar kerja

3.3 Prosedur Kerja

Prosedur kerja yang dilakukan pada penelitian ini adalah:

a. Untuk mengukur *Computer Tomography Dose Index* (CTDI) di udara dengan pesawat CT-Scan

1. Mencatat segala spesifikasi pesawat *CT-Scan*
2. Menyiapkan alat ukur 1 Set multimeter *X-Ray Raysafe*
3. Mengatur tegangan tabung (kV) yaitu pada tegangan 100 kV, 120 kV, dan 135 kV pada monitor
4. Mengatur slice thickness yaitu pada ketebalan 2 mm, 4 mm, dan 10 mm pada monitor
5. Mengukur nilai dosis dengan cara meletakkan *Detektor* diatas meja pemeriksaan kemudian dibaca oleh multimeter *X-ray* yang telah disoftware dengan CTDI
6. Pengukuran ini dilakukan sebanyak tiga kali pada masing-masing slice thickness
7. Setelah mendapatkan nilai CTDI maka nilai dosis di udara dimasukkan ke dalam software SPSS untuk mengetahui tingkat signifikasinya
8. Mencatat hasil dari pengukuran

b. Untuk mengukur *Computer Tomography Dose Index* (CTDI) pada phantom dengan pesawat CT-Scan

1. Mencatat segala spesifikasi pesawat *CT-Scan*
2. Menyiapkan alat ukur multimeter *X-Ray Raysafe* dan *Phantom*

3. Mengatur tegangan tabung (kV) yaitu pada tegangan 100 kV, 120 kV, dan 135 kV pada monitor
4. Mengatur slice thickness yaitu pada ketebalan 2 mm, 4 mm, dan 10 mm pada monitor
5. Mengukur nilai dosis dengan cara meletakkan *Detektor* diatas meja pemeriksaan kemudian dibaca oleh multimeter *X-ray* yang telah disoftware dengan CTDI
6. Pengukuran ini dilakukan sebanyak tiga kali pada masing-masing slice thickness
7. Setelah mendapatkan nilai CTDI maka nilai dosis di udara dimasukkan ke dalam software SPSS untuk mengetahui tingkat signifikasinya
8. Mencatat hasil dari pengukuran

3.4 Tabel Pengamatan

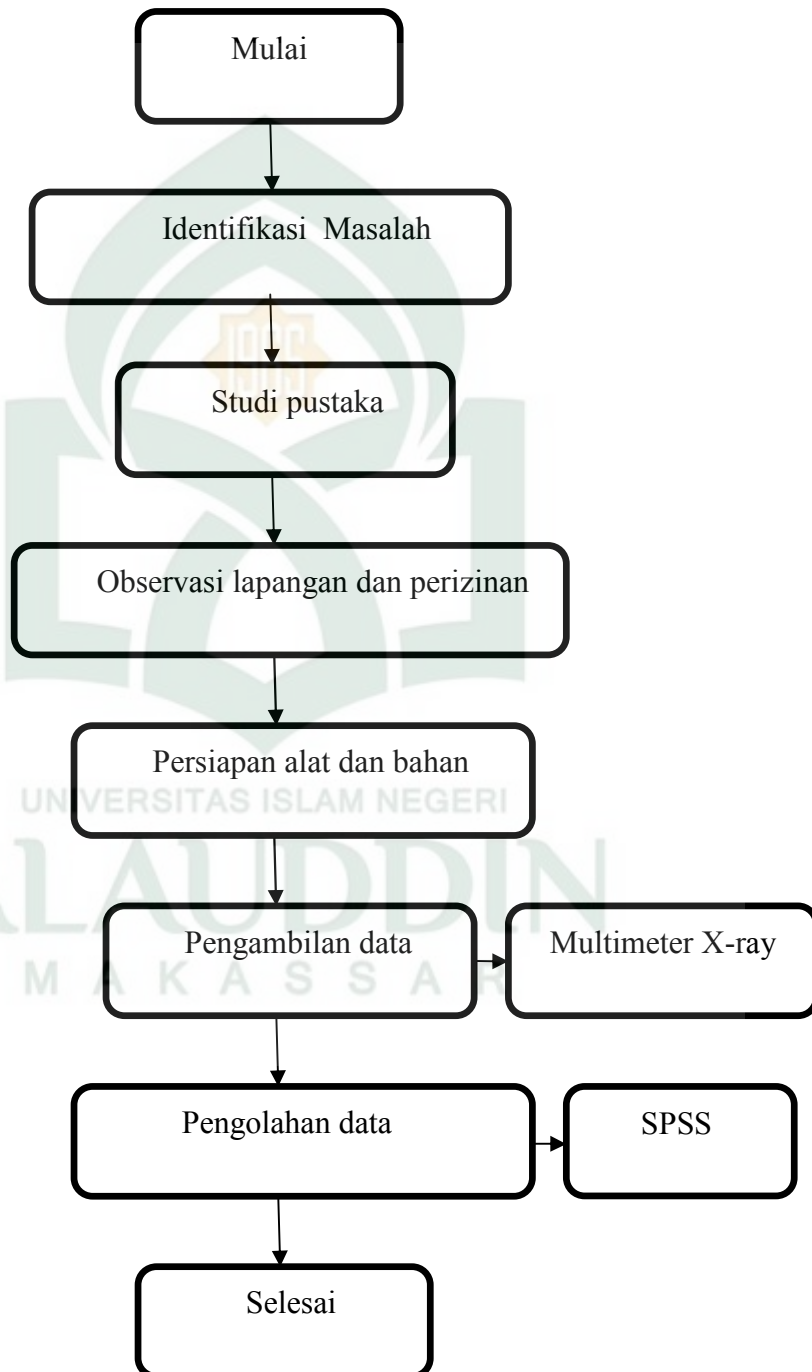
A. CTDI di udara

| Tegangan (kV) | Arus tabung (mA) | Waktu Scanning (s) | Tebal slice (mm) | CTDI (mGy) |
|------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|---------------|
| 100 | 100 | 1 s | 2 | |
| 120 | 100 | 1 s | 4 | |
| 135 | 100 | 1 s | 10 | |

B. CTDI pada Phantom

| Tegangan (kV) | Arus tabung (mA) | Waktu scanning (s) | Tebal slice (mm) | CTDI (mGy) |
|------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|---------------|
| 100 | 100 | 1 s | 2 | |
| 120 | 100 | 1 s | 4 | |
| 135 | 100 | 1 s | 10 | |

3.5 Bagan Alir



Gambar 3.1 Bagan Alir Penelitian

BAB IV

HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Penelitian

Pesawat sinar-X yang digunakan dalam penelitian ini adalah pesawat sinar-X CT-Scan dengan merek Toshiba dengan Type Prime Aquilion di Instalasi Radiologi Rumah sakit Bhayangkara Makassar.

Pengukuran ini menggunakan Phantom khusus kepala sebagai objek, dengan variasi tegangan 100 kV, 120 kV, dan 135 kV, serta variasi ketebalan irisan 2 mm, 4 mm, dan 10 mm, dengan arus tabung dan waktu scanning konstan yaitu 100 mA dan 1 s untuk mengetahui nilai CTDI di udara dan nilai CTDI pada phantom.

A. CTDI di Udara

Tabel 4.1 Hasil pengukuran CTDI di udara pada tegangan 100 kV

| Slice Thicknes s | Hasil (mGy) | | | | | | Rerata | STDE V |
|--------------------------------|-------------|-------|-------|------------|-------|-------|--------|---------------|
| | Terukur | | | Terkoreksi | | | | |
| | I | II | III | I | II | III | | |
| 2 | 27,50 | 29,34 | 29,44 | 27,51 | 29,35 | 29,45 | 28,771 | 1,092 |
| | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 | 1 | | 8 |
| 4 | 29,60 | 30,12 | 30,51 | 29,61 | 30,13 | 30,52 | 30,088 | 0,456 |
| | 0 | 0 | 0 | 1 | 2 | 2 | | 7 |

| | | | | | | | | |
|----|------------|------------|------------|-------|------------|------------|--------|------------|
| 10 | 29,94 0 | 31,56 0 | 33,52 0 | 29,95 | 31,57 2 | 33,53 3 | 31,686 | 1,793 4 |
|----|------------|------------|------------|-------|------------|------------|--------|------------|

Tabel 4.2 Hasil pengukuran CTDI di udara pada tegangan 120 kV

| Slice Thicknes s | Hasil (mGy) | | | | | | Rerata | STDE V |
|------------------------|-------------|-------|-------|------------|-------|-------|--------|-----------|
| | Terukur | | | Terkoreksi | | | | |
| | I | II | III | I | II | III | | |
| 2 | 39,45 | 41,89 | 42,55 | 39,46 | 41,90 | 42,56 | 41,313 | 1,6336 |
| | 0 | 0 | 0 | 5 | 6 | 6 | | |
| 4 | 40,72 | 42,70 | 44,97 | 40,73 | 42,71 | 44,98 | 42,813 | 2,1275 |
| | 0 | 0 | 0 | 6 | 6 | 7 | | |
| 10 | 41,10 | 43,67 | 45,32 | 41,11 | 43,68 | 45,33 | 43,380 | 2,1275 |
| | 0 | 0 | 0 | 6 | 7 | 7 | | |

Tabel 4.3 Hasil pengukuran CTDI di udara pada tegangan 135 kV

| Slice Thicknes s | Hasil (mGy) | | | | | | Rerata | STDE V |
|--------------------------------|-------------|------------|------------|------------|------------|------------|--------|---------------|
| | Terukur | | | Terkoreksi | | | | |
| | I | II | III | I | II | III | | |
| 2 | 43,970 | 45,36 0 | 49,45 0 | 43,98 7 | 45,37 7 | 49,46 9 | 46,278 | 2,8498 |
| 4 | 46,340 | 48,89 0 | 50,89 0 | 46,35 8 | 48,90 9 | 50,91 0 | 48,725 | 2,2814 |
| 10 | 48,010 | 49,31 0 | 51,59 0 | 48,02 8 | 49,32 9 | 51,61 0 | 49,656 | 1,8129 |

Pengambilan data CTDI di udara dengan lebar slice 2 mm, 4 mm, dan 10 mm, data hasil pengukuran disajikan dalam tabel 4.1 sampai 4.3. Berdasarkan data hasil pengukuran, dengan memvariasikan tegangan dimana nilai tabung dan waktu yang digunakan konstan, nilai tertinggi CTDI di udara yaitu pada tegangan 135 kV pada slice thickness 10 mm sebesar 49,656 mGy.

B. CTDI pada phantom

Tabel 4.4 Hasil pengukuran CTDI pada Phantom dengan tegangan 100 kV

| Slice Thicknes s | Hasil (mGy) | | | | | | Rerata | STDE V |
|--------------------------------|-------------|-------|-------|------------|-------|-------|--------|---------------|
| | Terukur | | | Terkoreksi | | | | |
| | I | II | III | I | II | III | | |
| 2 | 13,89 | 15,76 | 17,79 | 13,89 | 15,76 | 17,79 | 15,81 | 1,9513 |
| | 0 | 0 | 0 | 5 | 6 | 7 | 9 | |
| 4 | 17,35 | 19,47 | 20,10 | 17,35 | 19,47 | 20,10 | 18,98 | 1,4413 |
| | 0 | 0 | 0 | 7 | 8 | 8 | 1 | |
| 10 | 18,57 | 20,12 | 23,89 | 18,57 | 20,12 | 23,89 | 20,86 | 2,7372 |
| | 0 | 0 | 0 | 7 | 8 | 9 | 8 | |

Tabel 4.5 Hasil pengukuran CTDI pada Phantom dengan tegangan 120 kV

| Slice Thicknes s | Hasil (mGy) | | | | | | Rerata | STDE V |
|--------------------------------|-------------|-------|-------|------------|-------|-------|--------|---------------|
| | Terukur | | | Terkoreksi | | | | |
| | I | II | III | I | II | III | | |
| 2 | 18,670 | 22,78 | 25,18 | 18,67 | 22,78 | 25,19 | 22,219 | 3,2935 |

| | | | | | | | | |
|----|--------|------------|------------|------------|------------|------------|--------|--------|
| | | 0 | 0 | 7 | 9 | 0 | | |
| 4 | 27,160 | 27,41 0 | 27,58 0 | 27,17 0 | 27,42 1 | 27,59 1 | 27,394 | 0,2113 |
| 10 | 30,830 | 31,02 0 | 31,21 0 | 30,84 2 | 31,03 2 | 31,22 2 | 31,032 | 0,1901 |

Tabel 4.6 Hasil pengukuran CTDI pada Phantom dengan tegangan 135 kV

| Slice Thicknes s | Hasil (mGy) | | | | | | Rerata | STDE V |
|------------------------|-------------|------------|------------|------------|------------|------------|--------|-----------|
| | Terukur | | | Terkoreksi | | | | |
| | I | II | III | I | II | III | | |
| 2 | 32,450 | 34,11 0 | 40,77 0 | 32,46 3 | 34,12 3 | 40,78 6 | 35,790 | 4,4050 |
| 4 | 36,860 | 37,44 0 | 43,38 0 | 36,87 4 | 37,45 4 | 43,39 7 | 39,242 | 3,6100 |
| 10 | 40,410 | 40,55 0 | 44,24 0 | 40,42 6 | 40,56 6 | 44,25 7 | 41,749 | 2,1728 |

Pengambilan data CTDI pada phantom dengan lebar slice 2 mm, 4 mm, dan 10 mm, data hasil pengukuran disajikan dalam tabel 4.4 sampai 4.6. Berdasarkan data hasil pengukuran, dengan memvariasikan tegangan dimana nilai tabung dan waktu yang digunakan konstan, nilai tertinggi CTDI pada phantom yaitu pada tegangan 135 kV pada slice thickness 10 mm sebesar 41,749 mGy.

4.2 Pembahasan

Dosis merupakan kadar dari sesuatu yang dapat mempengaruhi suatu organisme secara biologis.

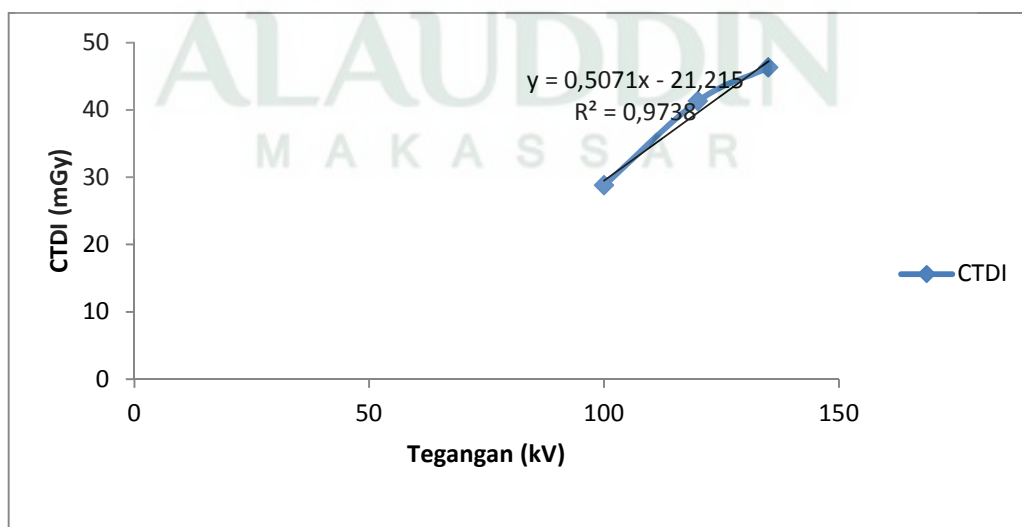
Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan diperoleh dosis radiasi yang diterima pada pemeriksaan CT-Scan dengan nilai CTDI di udara dan nilai CTDI pada Phantom dengan memvariasikan tegangan dan ketebalan irisan (Thickness).

Dari hasil penelitian pada tabel 4.1 sampai 4.6 maka dihasilkan grafik hubungan antara tegangan dengan nilai CTDI, serta hubungan antara slice thickness dengan nilai CTDI di udara dan pada phantom

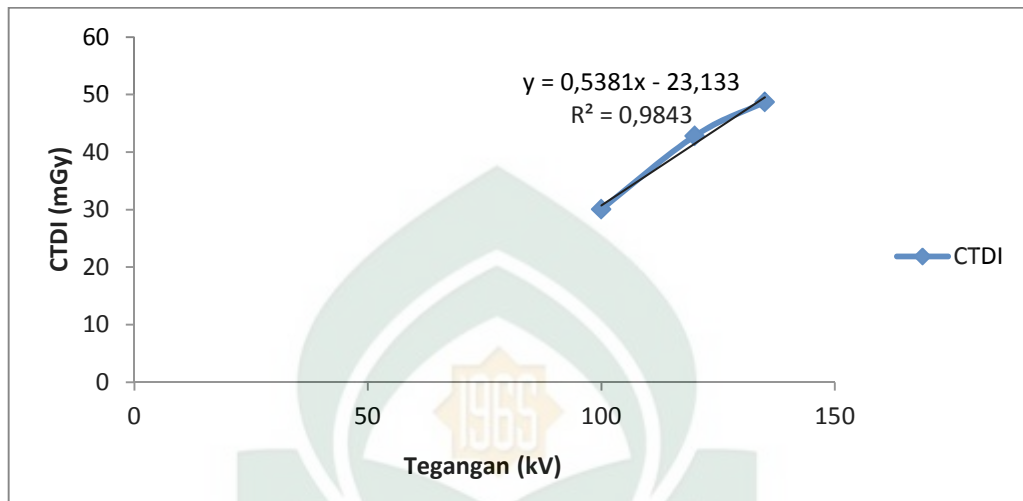
A. Grafik Hubungan Antara Tegangan Dengan Nilai CTDI

1. CTDI di udara

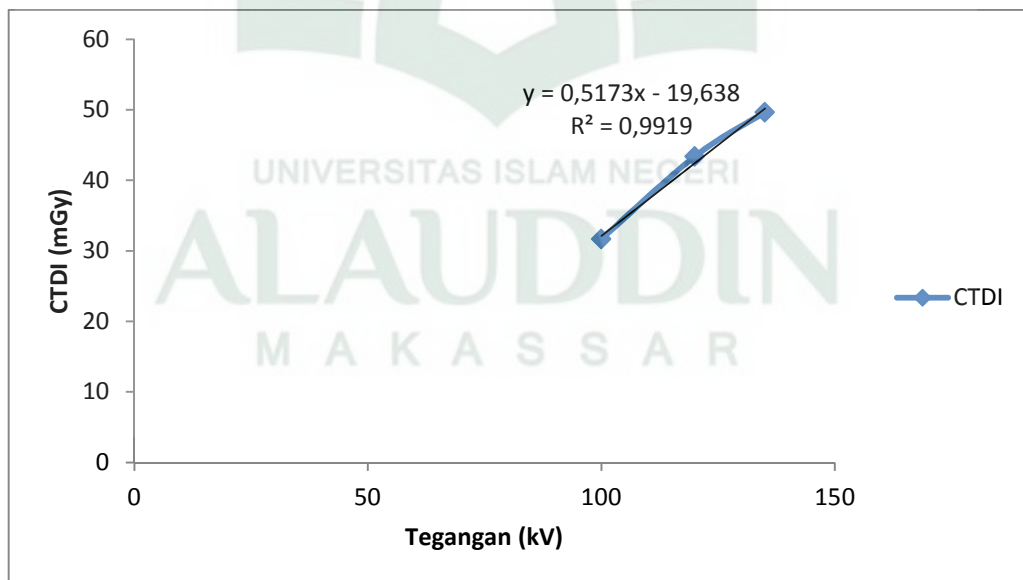
Berdasarkan hasil penelitian CTDI di udara pada tabel maka diperoleh grafik hubungan antara tegangan dengan nilai CTDI di udara.



Gambar 4.1 Grafik Hubungan Antara Tegangan Dan Nilai CTDI Pada
Slice Thickness 2 mm



Gambar 4.2 Grafik Hubungan Antara Tegangan Dan Nilai CTDI Pada
Slice Thickness 4 mm

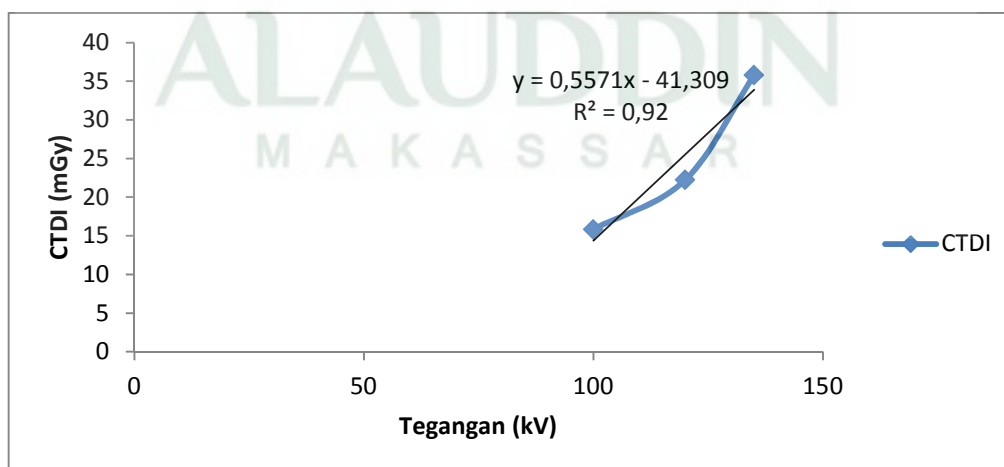


Gambar 4.3 Grafik Hubungan Antara Tegangan Dan Nilai CTDI Pada
Slice Thickness 10 mm

Berdasarkan grafik 4.1 sampai 4.3 menghasilkan nilai CTDI di udara meningkat dengan bertambah besarnya tegangan dan arus yang diberikan. Tegangan dan arus pada tabung sinar-X menentukan besarnya energi sinar-X yang diemisikan oleh tabung sinar-X. Semakin besar beda tegangan antara anoda dan katoda, elektron akan semakin dipercepat dan sinar-X yang dihasilkan memiliki energi rata-rata yang lebih tinggi, hal ini menghasilkan dosis radiasi yang tinggi, sehingga dosis radiasi akan dipancarkan pesawat Ct-Scan dapat megestimasi dengan mengatur tegangan dan arus pada panel kontrol (Chesney, 1980). Tegangan pada pesawat CT-Scan mempengaruhi dosis radiasi pasien secara langsung. Semakin besar tegangan yang digunakan, semakin besar dosis radiasi yang diterima pasien. Begitu juga sebaliknya semakin kecil tegangan yang digunakan, maka semakin kecil dosis radiasi yang diterima pasien.

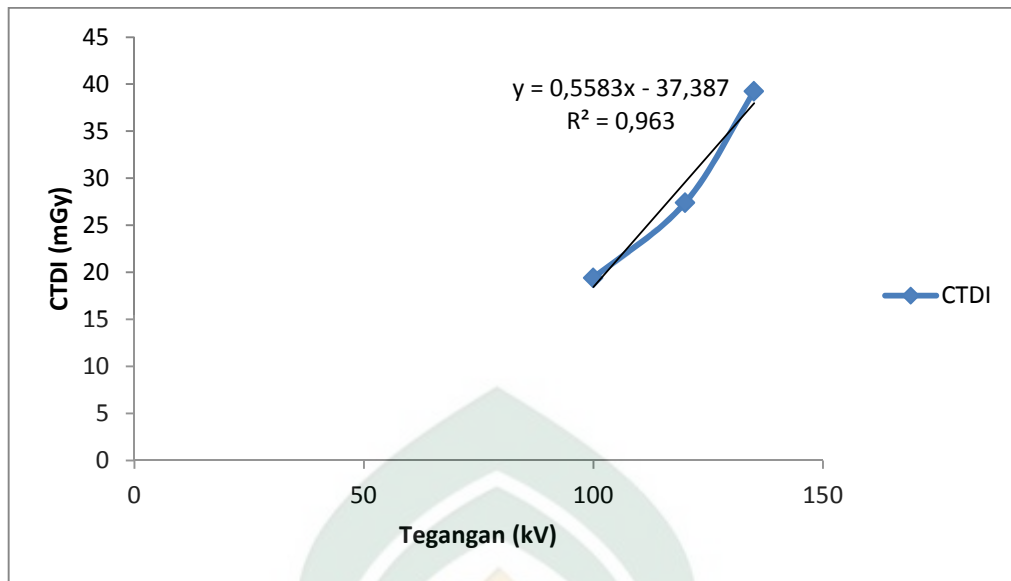
2. CTDI di pada phantom

Berdasarkan hasil penelitian CTDI pada phantom pada tabel maka diperoleh grafik hubungan antara tegangan dengan nilai CTDI pada Phantom

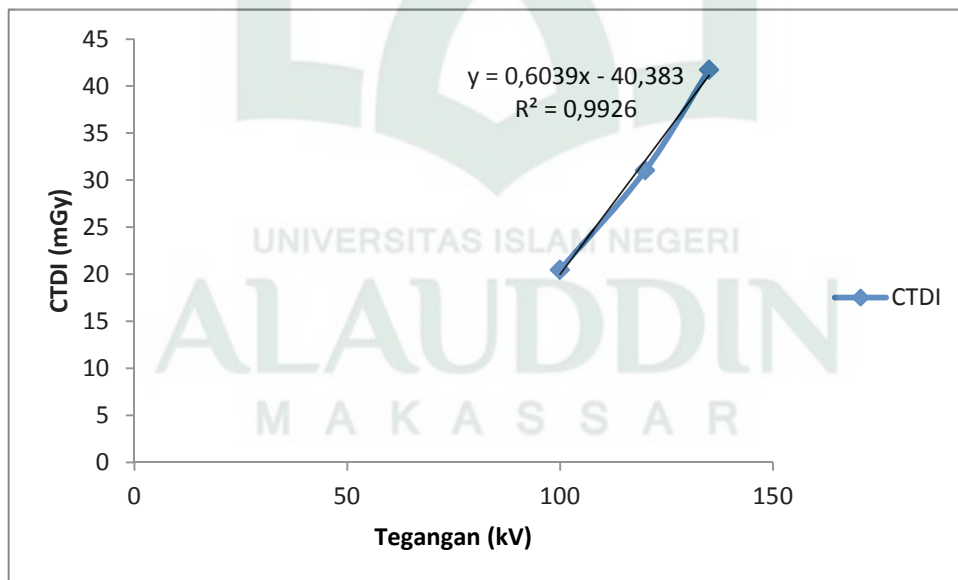


Gambar 4.4 Grafik Hubungan Antara Tegangan Dan Nilai pada Slice

Thickness 2 mm



Gambar 4.5 Grafik Hubungan Antara Tegangan Dan Nilai CTDI Pada
Slice Thickness 4 mm



Gambar 4.6 Grafik Hubungan Antara Tegangan Dan Nilai CTDI Pada
Slice Thickness 10 mm

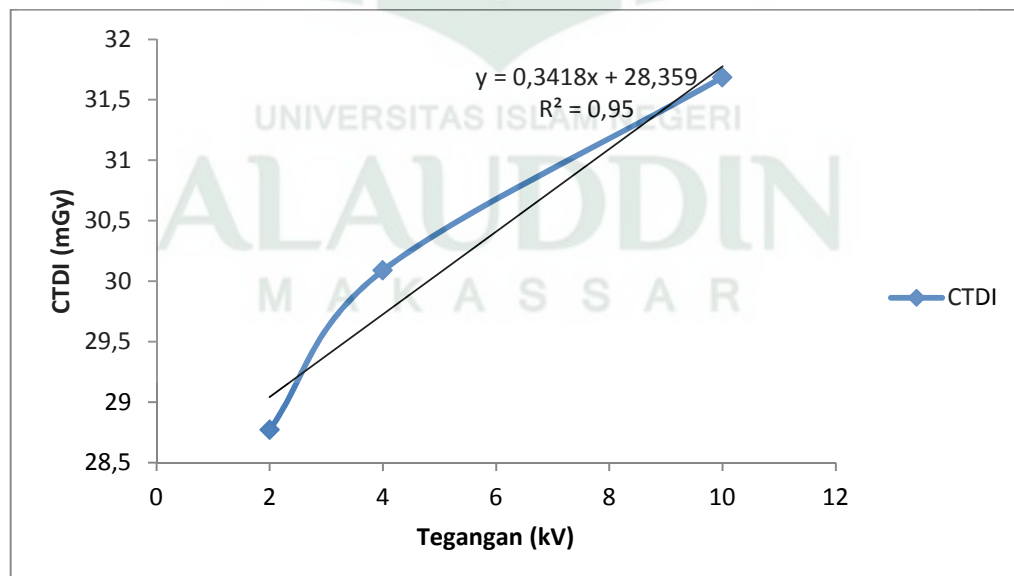
Hubungan tegangan dengan nilai CTDI pada phantom dengan pesawat Ct-Scan ditunjukkan pada grafik 4.4 sampai 4.6, menunjukkan dosis radiasi tertinggi

yaitu pada tegangan 135 kV. Hal ini karena tegangan tabung sinar-X menentukan besarnya energi sinar-X yang diemisikan oleh tabung sinar-X. Semakin besar beda tegangan antara anoda dan katoda, elektron akan semakin dipercepat dan energi sinar-X yang dihasilkan memiliki energi yang lebih tinggi. Hal ini menghasilkan dosis radiasi yang tinggi (chesmy, 1980). Energi sinar-X mempengaruhi dosis radiasi pasien secara langsung. Semakin besar tegangan yang digunakan semakin besar dosis radiasi yang diterima pasien. Begitu juga sebaliknya semakin kecil tegangan yang digunakan semakin kecil dosis yang diterima pasien.

B. Grafik Hubungan Antara Slice Thickness Dan Nilai CTDI

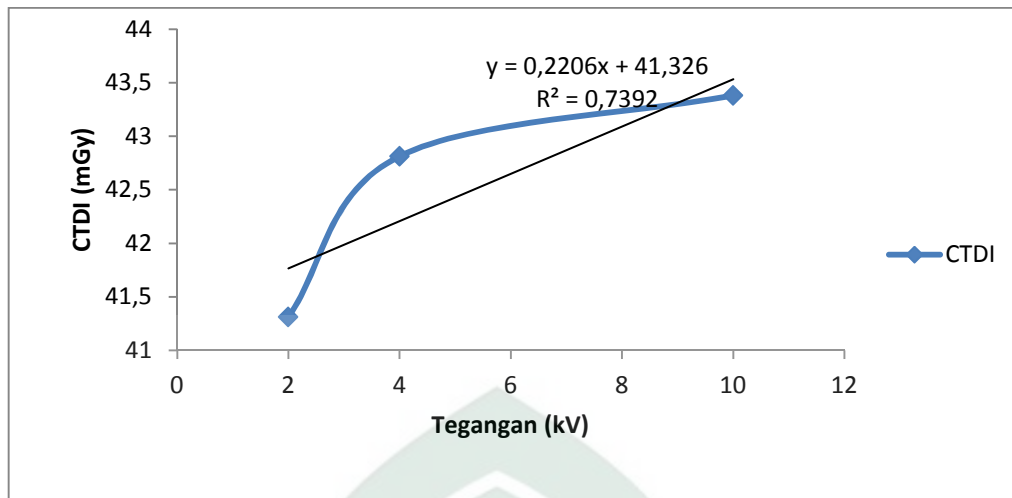
1. CTDI di Udara

Berdasarkan hasil penelitian CTDI di udara pada tabel maka diperoleh grafik hubungan antara Slice Thickness dan Nilai CTDI di udara

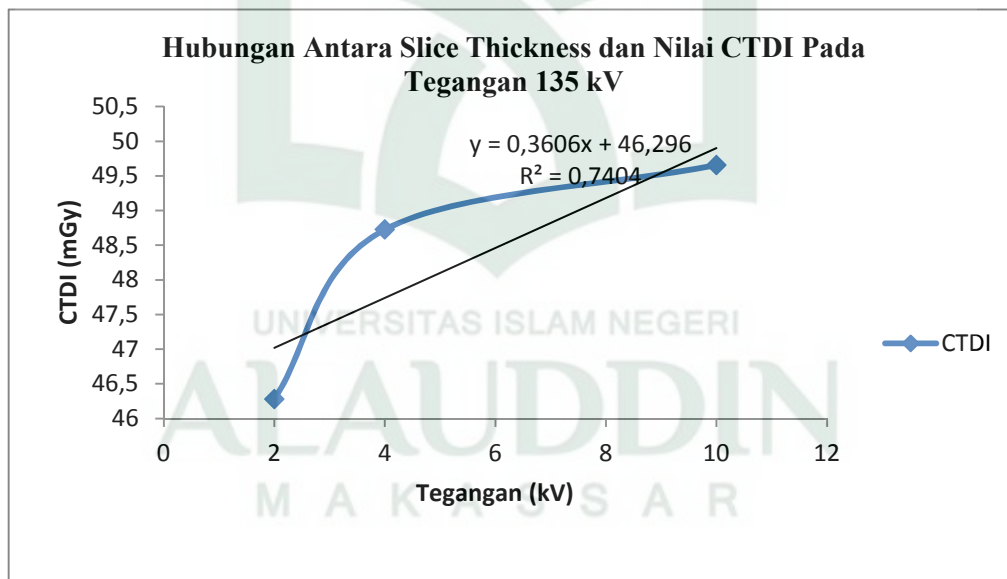


Gambar 4.7 Grafik Hubungan Antara Slice Thickness Dan Nilai CTDI

Pada Tegangan 100 kV



Gambar 4.8 Grafik Hubungan Antara Slice Thickness Dan Nilai CTDI
Pada Tegangan 120 kV



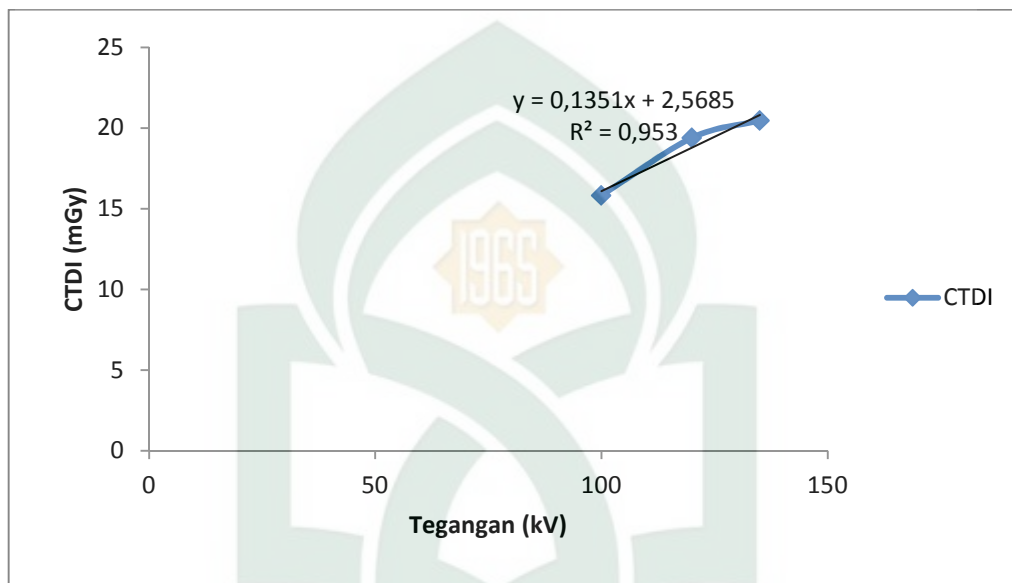
Gambar 4.9 Grafik Hubungan Antara Slice Thickness Dan Nilai CTDI
Pada Tegangan 135 kV

Dari gambar 4.7 sampai 4.9 menunjukkan bahwa Slice thickness sangat berpengaruh pada nilai CTDI di udara dapat dilihat pada grafik diatas yaitu semakin luas slice thickness yang digunakan maka nilai CTDI di udara yang

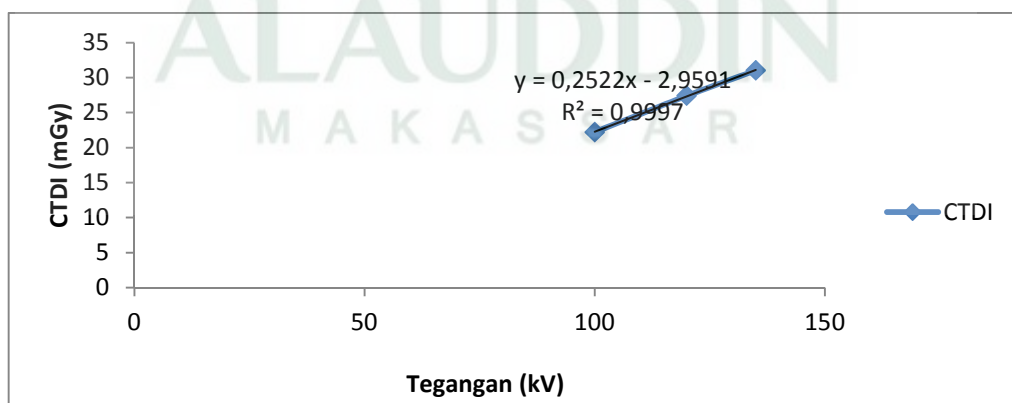
dihasilkan semakin besar. Peningkatan dosis ini disebabkan karena hamburan sinar-X mengalami peningkatan.

2. CTDI Pada Phantom

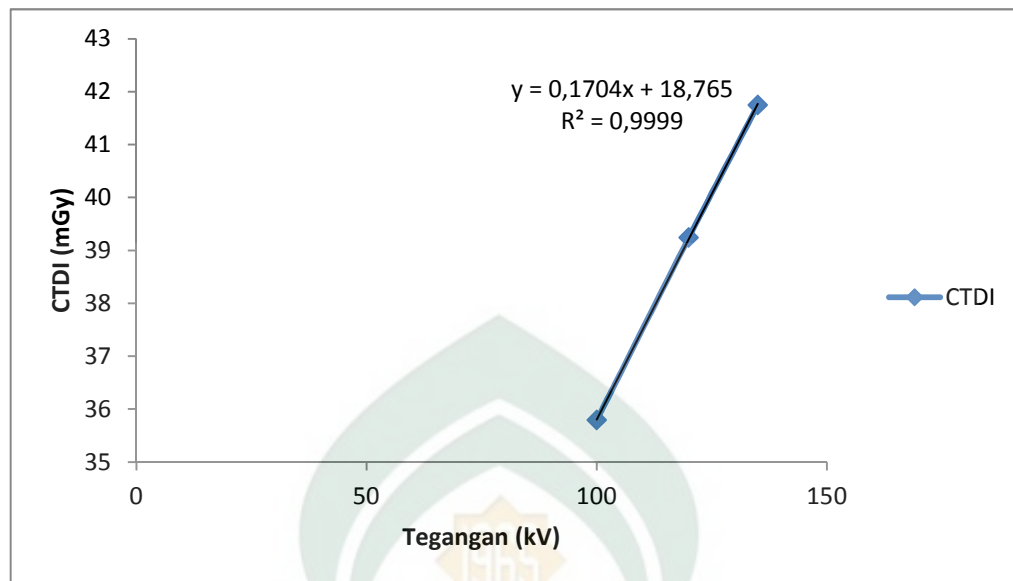
Berdasarkan hasil penelitian CTDI pada phantom pada tabel maka diperoleh grafik hubungan antara slice thickness dan nilai CTDI pada Phantom



Gambar 4.10 Grafik Hubungan Antara Slice Thickness Dan Nilai CTDI Pada Tegangan 100 kV



Gambar 4.11 Grafik Hubungan Antara Slice Thickness Dan Nilai CTDI Pada tegangan 120 kV.



Gambar 4.12 Grafik Hubungan Antara Slice Thickness Dan Nilai CTDI

Pada Tegangan 135 kV

Dari gambar 4.10 sampai 4.12 menunjukkan bahwa Slice thickness sangat berpengaruh pada nilai CTDI pada phantom dapat dilihat pada grafik diatas yaitu semakin besar slice thickness yang digunakan maka nilai CTDI pada phantom yang dihasilkan semakin besar. Peningkatan dosis ini disebabkan karena hamburan sinar-X mengalami peningkatan.

4.3. Data Uji Signifikasi

Adapun uji signifikasi adalah suatu pengujian dengan menggunakan software SPSS. Dimana aplikasi ini sangat bermanfaat untuk mengelolah dan menganalisa suatu data dengan nilai keakuratannya sebesar 95%, dan jika nilai signifikasi yang didapat dibawah $<0,05$ maka data tersebut saling berpengaruh tetapi jika data diatas dari $> 0,05$ maka data tersebut tidak saling berpengaruh. Uji signifikasi data CT-Scan dilakukan untuk melihat impedansi data dan pengaruh

tinggi rendahnya dosis pada penggunaan slice thickness 2 mm, 4 mm, dan 10 mm. Berdasarkan hasil uji yang telah dilakukan maka didapatkan hasil tingkat signifikansi pada CTDI di udara dengan slice thickness 2 mm diperoleh tingkat signifikasinya sebesar 0,108^{ab}, 4 mm sebesar 0,000^{ab} dan 10 mm sebesar 0,069^{ab}. Sedangkan pada CTDI di udara dengan slice thickness 2 mm sebesar 0,162^{ab}, 4 mm sebesar 0,126^{ab} dan 10 mm sebesar 0,108^{ab}, artinya slice thickness tidak terlalu signifikan mempengaruhi nilai CTDI.



BAB V

PENUTUP

A. KESIMPULAN

Sebagai kesimpulan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Dosis radiasi yang diterima pada pemeriksaan CT-Scan dengan nilai CTDI di Rumah Sakit Bhayangkara Makassar yang terdiri dari CTDI di udara dan CTDI pada phantom. Dosis tertinggi yang diterima pada CTDI di udara yaitu pada tegangan 135 kV pada ketebalan 10 mm yaitu 49,656 mGy, nilai CTDI di udara terendah yaitu pada tegangan 100 kV pada ketebalan 2 mm yaitu 28,771 mGy. Sedangkan nilai CTDI tertinggi pada Phantom yaitu pada tegangan 135 kV pada ketebalan 10 mm yaitu 41,749 mGy, nilai CTDI terendah pada phantom yaitu pada tegangan 100 kV pada ketebalan 2 mm yaitu 15,819 mGy.
2. Nilai dosis serap yang didapatkan pada penelitian ini sesuai dengan standart dosis yang dikeluarkan oleh Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) yaitu tidak melebihi 50 mGy untuk pemeriksaan umum.

B. Saran

Berdasarkan kesimpulan tersebut maka dapat disarankan bahwa :

Untuk peneliti selanjutnya sebaiknya pada pengukuran dosis radiasi menggunakan arus tabung dan waktu yang bervariasi untuk melihat perbandingan dosis radiasi ketika menggunakan arus tabung dan waktu yang sama.

DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, Mukhlis: 2000, Dasar- dasar Proteksi Rasiati,*PT. Rineka Cipta*: Jakarta
- Alatas, Z. 1998. Efek radiasi. *Bulletin ALARA*,**2**(1): 27-31.
- Alatas, Z. Tanpa tahun. Efek Teratogenik Radiasi Pengion. *Puslitbang*
- Asti Sanjiwani Tenriyara Moehadi.2015. *Tingkat Kepatuhan Mahasiswa Profesi dalam Proteksi Diri terhadap Paparan Radiasi*.Makassar:Universitas Hasanuddin
- BAPETEN, 2003 *Peraturan Kepala BAPETEN No. 1 Tahun 2003 tentang Pedoman Dosis Pasien Radiagnostik*, Jakarta.
- Brooker M.J.1986.*Computed Tomography for Radiographer*. MTP Press Limited:England
- Bushong, S.C., 2001, *Radiologic Science for Technologists, Sevent Edition, Mosby Company, Toronto*.
- Chember, Herman, Introduction to Health Physics, *Pergoman Press, NEW York* (1987)
- Departemen Agama RI. 2007. Al-quran dan terjemahnya. *Penerbit Dipanegoro*. Jakarta..h 211.
- Euclid Serrem, RT, BsC, 2001. *Computed Tomography Physical Principles, Clinical Application and Quality Controls. W.B Saunders Company : Philadelphia*
- Gabriel, J. F. 1996. *Fisika Kedokteran*. Jakarta: buku Kedokteran EGC Edisi VII.

[http://nopenaponamega.blogspot.co.id/2011/03/anatomi-dasar-kepala_cranium.](http://nopenaponamega.blogspot.co.id/2011/03/anatomi-dasar-kepala_cranium.html)

Html.

[http: \ www. Scribd.com/doc/14318273/Gelombang-Elektromagnetik](http://www.Scribd.com/doc/14318273/Gelombang-Elektromagnetik), diakses 6 Juni 2012

[http:\ www. Mediatra Hospital. htm.](http://www.MediatraHospital.htm)*Helical CT-Scan.* 2004

Krane, K. Fisika Modern. Terjemahan oleh Wospakrik, H.J. 1992. Jakarta: Universitas Indonesia

Lukman D. Dasar – dasar Radiologi ilmu kedokteran gigi. *Widya Medika* Jakarta; 1995

Moore KL., Agur AMR. 2002. *Anatomi Klinis Dasar.* Hiokrates. Jakarta.

NN, Alat radiologi IV. *Akademika Teknik Eloktromedik*

Noviana dan Soestyyoratih. 2011.*Fisika Radiasi.* [Serial online].

<http://deni.staff.ipb.ac.id/files/2011/01/Faktor-faktor Pembentuk dalam Radiografi.pdf> [21 Juni 2012].

Nugroho, Bintoro siswo, Inspeksi Pemalsuan produk dengan teropong otak. [http:\ www. Fisik @ net.htm.](http://www.Fisik@net.htm) 2006

Rasad esjahriar. Buku radiologi diagnostik. Jakarta; 2005. *P.1*

Sulistijaningsih N, Hartono C. *Atlas Teknik Radiografi.* Jakarta. *EGC* ; 1992. P.n

Wiyatmo, Yusman. 2009. *Fisika Nuklir.* Pustaka Belajar. Jogjakarta

Zubaidah, A. 2005. *Efek Paparan Radiasi pada Manusia.* Artikel. Jakarta : Badan Tenaga Nuklir.

LAMPIRAN

Lampiran I. Data Hasil Penelitian

- 1.1 Tabel pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan di udara dengan tegangan 100 kV dan waktu scanning 1 s
- 1.2 Tabel hasil pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan di udara dengan tegangan 120 kV dan waktu scanning 1 s
- 1.3 Tabel hasil pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan di udara dengan tegangan 135 kV dan waktu scanning 1 s
- 1.4 Tabel hasil pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan pada phantom dengan tegangan 100 kV dan waktu scanning 1 s
- 1.5 Tabel hasil pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan pada phantom dengan tegangan 120 kV dan waktu scanning 1 s
- 1.6 Tabel hasil pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan pada phantom dengan tegangan 135 kV dan waktu scanning 1 s

Lampiran II. Analisis Data

- 2.1 Dosis radiasi pada pesawat CT-Scan di udara
- 2.2 Dosis radiasi pada pesawat CT-Scan dengan menggunakan phantom

Lampiran III. Dokumentasi

Lampiran IV. Persuratan



LAMPIRAN IV

PERSURATAN

UNIVERSITAS ISLAM NEGERI
ALAUDDIN
M A K A S S A R

1.1 Tabel hasil pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan di udara dengan tegangan 100 kV dan waktu scanning 1 s

| Slice Thickness (mm) | SliceThickness (mGy) | | |
|-------------------------|----------------------|-------|-------|
| | I | II | III |
| 2 | 27,50 | 29,34 | 29,94 |
| 4 | 29,60 | 30,12 | 30,51 |
| 10 | 29,94 | 31,56 | 33,52 |

1.2 Tabel hasil pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan di udara dengan tegangan 120 kV dan waktu scanning 1 s

| Slice Thickness (mm) | Slice Thickness (mGy) | | |
|-------------------------|-----------------------|-------|-------|
| | I | II | III |
| 2 | 39,45 | 41,89 | 42,55 |
| 4 | 40,72 | 42,70 | 44,97 |
| 10 | 41,10 | 43,67 | 45,32 |

1.3 Tabel hasil pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan di udara dengan tegangan 135 kV dan waktu scanning 1 s

| Slice Thickness (mm) | Slice Thickness (mGy) | | |
|-------------------------|-----------------------|-------|-------|
| | I | II | III |
| 2 | 43,97 | 45,36 | 49,45 |

| | | | |
|----|-------|-------|-------|
| 4 | 46,34 | 48,89 | 50,89 |
| 10 | 47,01 | 49,31 | 52,89 |

1.4 Tabel hasil pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan pada phantom dengan tegangan 100 kV dan waktu scanning 1 s

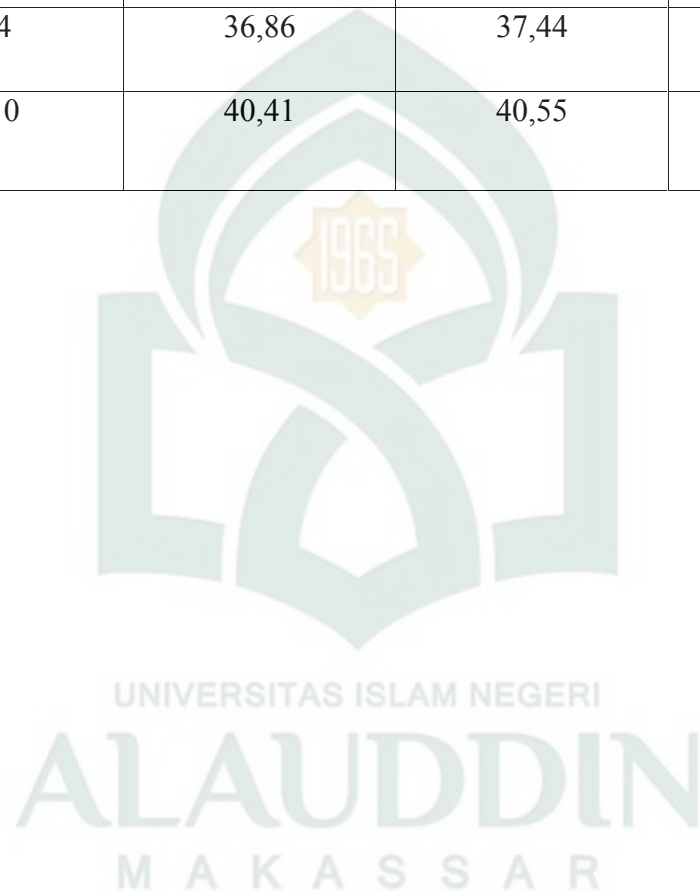
| Slice Thickness (mm) | Slice Thickness (mGy) | | |
|----------------------|-----------------------|-------|-------|
| | I | II | III |
| 2 | 13,89 | 15,76 | 17,79 |
| 4 | 17,35 | 19,47 | 20,10 |
| 10 | 18,57 | 20,08 | 23,89 |

1.5 Tabel hasil Pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan pada phantom dengan tegangan 120 kV dan waktu scanning 1 s

| Slice Thickness (mm) | Slice Thickness (mGy) | | |
|----------------------|-----------------------|-------|-------|
| | I | II | III |
| 2 | 18,67 | 22,78 | 25,18 |
| 4 | 27,16 | 27,41 | 27,58 |
| 10 | 30,83 | 31,02 | 31,21 |

1.6 Tabel hasil pengukuran dosis radiasi yang dihasilkan pesawat CT-Scan pada phantom dengan tegangan 135 kV dan waktu scanning 1 s

| Slice Thickness (mm) | Slice Thickness (mGy) | | |
|-------------------------|-----------------------|-------|-------|
| | I | II | III |
| 2 | 26,86 | 30,11 | 34,77 |
| 4 | 36,86 | 37,44 | 43,38 |
| 10 | 40,41 | 40,55 | 44,24 |



2.1 Dosis radiasi pada pesawat CT-Scan di udara

1. Pada tegangan 100 kV

ANOVA^b

| Model | | Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. |
|-------|------------|----------------|----|-------------|--------|-------------------|
| 1 | Regression | 33.466 | 1 | 33.466 | 27.875 | .119 ^a |
| | Residual | 1.201 | 1 | 1.201 | | |
| | Total | 34.667 | 2 | | | |

a. Predictors: (Constant), CTDI

b. Dependent Variable: Slice thickness

2. Pada tegangan 120 kV

ANOVA^b

| Model | | Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. |
|-------|------------|----------------|----|-------------|-------|-------------------|
| 1 | Regression | 25.626 | 1 | 25.626 | 2.835 | .341 ^a |
| | Residual | 9.041 | 1 | 9.041 | | |
| | Total | 34.667 | 2 | | | |

a. Predictors: (Constant), CTDI

b. Dependent Variable: Slice thickness

3. Pada tegangan 135 kV

ANOVA^b

| Model | | Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. |
|-------|------------|----------------|----|-------------|-------|-------------------|
| 1 | Regression | 26.349 | 1 | 26.349 | 3.168 | .326 ^a |
| | Residual | 8.318 | 1 | 8.318 | | |
| | Total | 34.667 | 2 | | | |

a. Predictors: (Constant), CTDI

b. Dependent Variable: Slice thickness

2.2 Dosis radiasi pada pesawat CT-Scan dengan menggunakan phantom

1. Pada tegangan 100 kV

ANOVA^a

| Model | | Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. |
|-------|------------|----------------|----|-------------|-------|-------------------|
| 1 | Regression | 28.704 | 1 | 28.704 | 4.814 | .272 ^a |
| | Residual | 5.962 | 1 | 5.962 | | |
| | Total | 34.667 | 2 | | | |

a. Predictors: (Constant), CTDI

b. Dependent Variable: Slice thickness

2. Pada tegangan 120 kV

ANOVA^a

| Model | | Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. |
|-------|------------|----------------|----|-------------|-------|-------------------|
| 1 | Regression | 29.864 | 1 | 29.864 | 6.218 | .243 ^a |
| | Residual | 4.803 | 1 | 4.803 | | |
| | Total | 34.667 | 2 | | | |

a. Predictors: (Constant), CTDI

b. Dependent Variable: Slice thickness

3. Pada tegangan 135 kV

ANOVA^a

| Model | | Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. |
|-------|------------|----------------|----|-------------|-------|-------------------|
| 1 | Regression | 23.974 | 1 | 23.974 | 2.242 | .375 ^a |
| | Residual | 10.693 | 1 | 10.693 | | |
| | Total | 34.667 | 2 | | | |

a. Predictors: (Constant), CTDI

b. Dependent Variable: Slice thickness



Phantom Kepala



Multimeter X-ray Black Piranha



Tablet



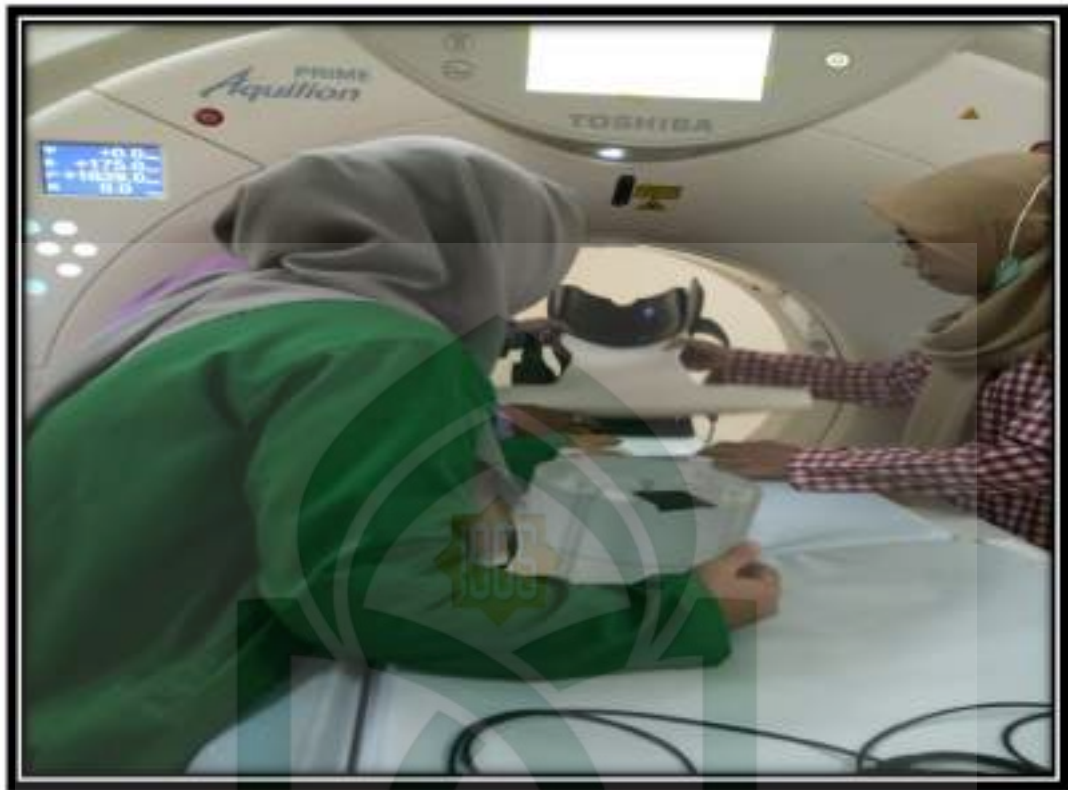
Mempersiapkan Alat dan Bahan



Meletakkan Multimeter X-ray Black Piranha



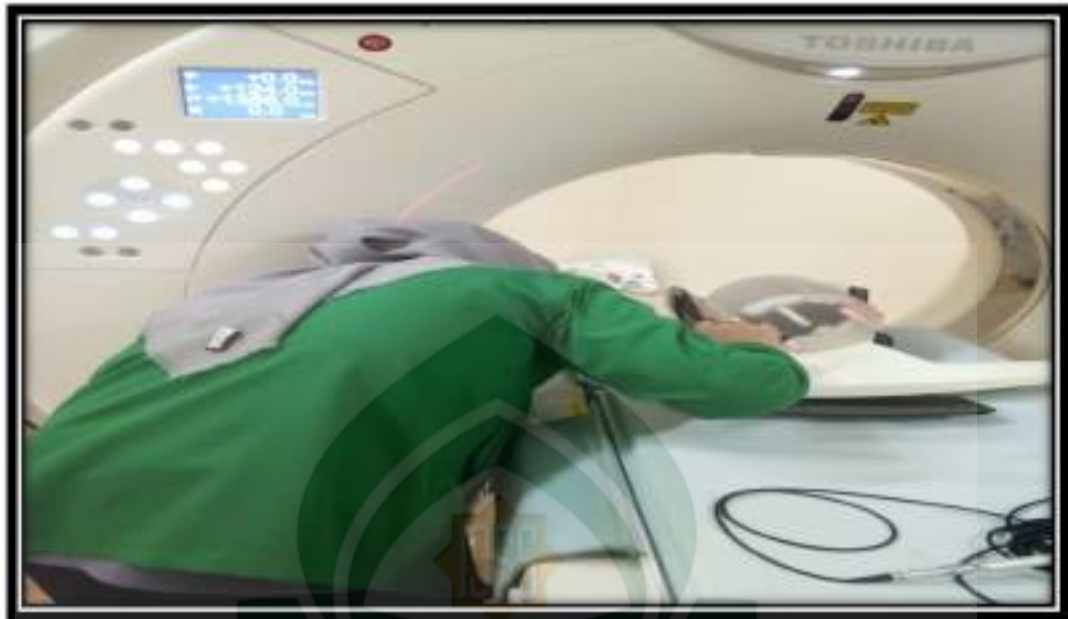
Mengukur Nilai CTDI di Udara



Persiapan Alat Untuk Pengukuran CTDI pada Phantom



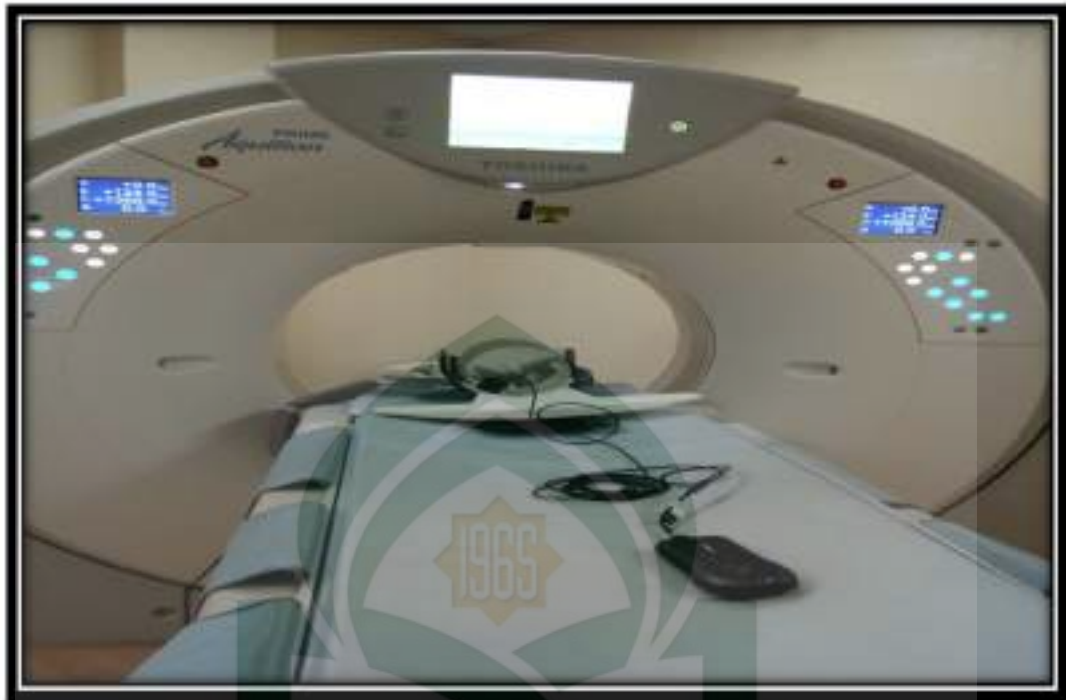
Meletakkan Phantom di Meja Pemeriksaan



Mengatur Posisi Phantom



Memasukkan CT Dose Profiler ke bagian Pusat Phantom



Pengukuran CTDI pada Phantom



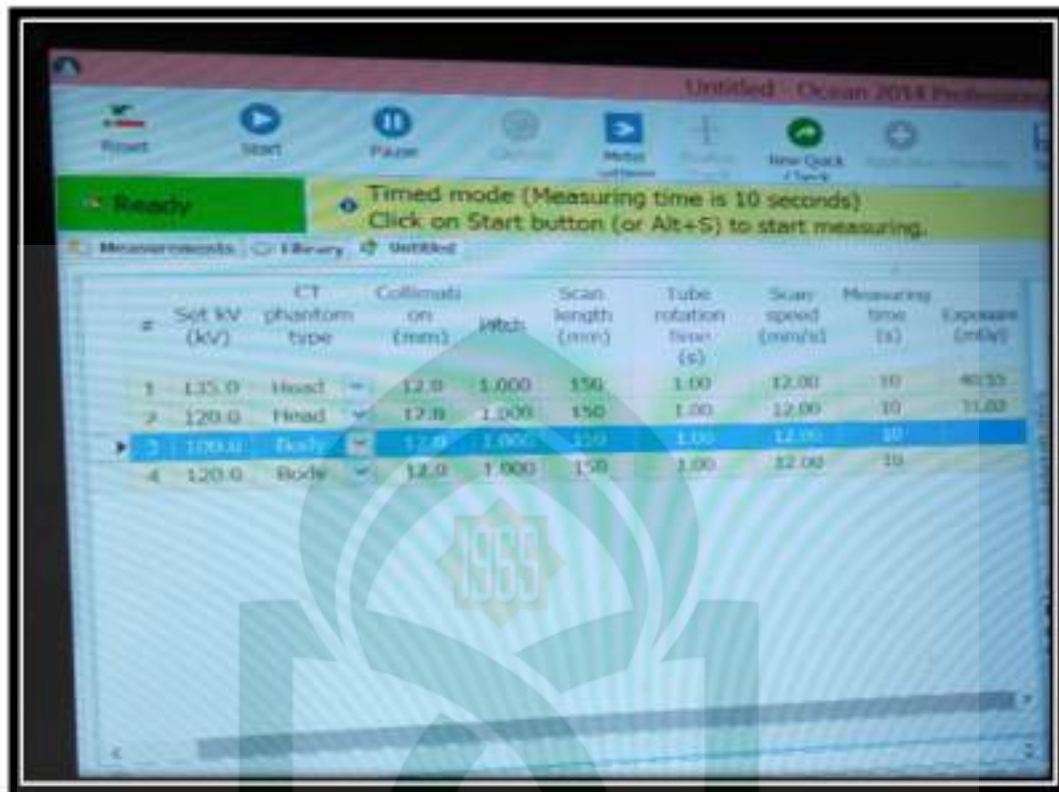
Ekspose



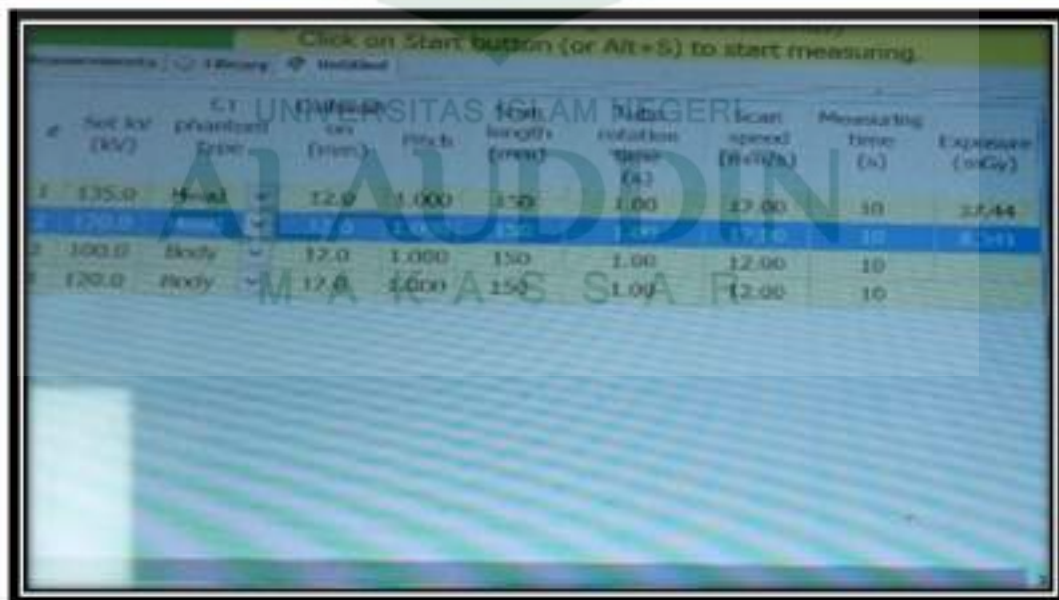
Setting Tegangan Tabung, Arus, dan Waktu Ekspose

| # | Set kV (kV) | phantom type | Collimator (cm) | Filter (mm) | Scan length (mm) | Tube rotation time (s) | Scan speed (mm/s) | Measuring time (s) | Exposure (mGy) |
|---|-------------|--------------|-----------------|-------------|------------------|------------------------|-------------------|--------------------|----------------|
| 1 | 125.0 | Head | 12.0 | 1.000 | 150 | 1.00 | 12.00 | 10 | 40.55 |
| 2 | 120.0 | Head | 12.0 | 1.000 | 150 | 1.00 | 12.00 | 10 | 31.02 |
| 3 | 100.0 | Head | 12.0 | 1.000 | 150 | 1.00 | 12.00 | 10 | 20.10 |
| 4 | 120.0 | Body | 12.0 | 1.000 | 150 | 1.00 | 12.00 | 10 | |

Hasil dari alat ukur Multimeter X-ray Black Piranha



Hasil dari alat ukur Multimeter X-ray Black Piranha



Hasil dari alat ukur Multimeter X-ray Black Piranha